

CLAUDIA CHAGURI DE OLIVEIRA PELLEZ

**INDICADORES DE LEVANTAMENTO DE CARGA E PARÂMETROS MECÂNICOS
DA COLUNA VERTEBRAL**

**CURITIBA
2005**

CLAUDIA CHAGURI DE OLIVEIRA PELLEZ

**INDICADORES DE LEVANTAMENTO DE CARGA E PARÂMETROS MECÂNICOS
DA COLUNA VERTEBRAL**

Dissertação apresentada como requisito parcial para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki.

**CURITIBA
2005**

AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos que contribuíram de certa forma para a realização de mais uma etapa de minha vida.

Em especial, agradeço ao meu esposo Felipe pela paciência e apoio incansável e a Beatriz, minha filha, que durante a gestação me incentivava a acabar logo e a seguir sempre em frente, pois mesmo pequena soube esperar seu nascimento assistir em um sereno silêncio a minha defesa, muito obrigada. Vocês dois são meus bens mais preciosos, um presente de DEUS.

Aos meus pais João Oswaldo e Wanda Marina pela educação e pelo amor incondicional. Aos meus irmãos Renata e Rubens pelo companheirismo e amizade em todos os momentos. A minha avó Jura pela sua serenidade, lucidez e paz que transmitia nos momentos que parecia que era para desistir e ao meu avô Idão que aonde estiver que esteja em paz.

Aos meus amigos Carol e Markus pela paciência em ouvir que isto nunca acabava, obrigada pelo carinho e apoio.

Ao orientador Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki pela paciência, pelo carinho, pelas broncas, pela dedicação e por me ensinar a escrever de novo e sempre acreditar que eu conseguiria.

Ao secretário do PG-MEC Márcio Brandani Tenório, à coordenadora do Programa Prof. Dra. Ana Sofia Clímaco Monteiro D'Oliveira pelo carinho nos protocolos de todos os infinitos papéis.

Aos professores da banca de defesa do projeto e da tese Prof. Dr. Raul Osiecki, Prof. Dra. Vera Lúcia Israel, Prof. Dra. Maria Lúcia Leite Ribeiro Okimoto, pelos olhares confiantes de boa sorte, muito obrigada.

Aos amigos do curso e do laboratório, especialmente, Sérgio Andrade e João Eduardo Vieira, obrigada. Aos meus alunos, colegas de trabalho e indivíduos voluntários da pesquisa, muito obrigada.

“Não há nenhuma relação entre um bom visual e inteligência, ou entre grande estatura e um alto QI”.
(José Pastore)

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	viii
LISTA DE TABELAS	ix
RESUMO	x
<i>ABSTRACT</i>	<i>xi</i>
CAPITULO I - INTRODUÇÃO	01
CAPITULO II – OBJETIVOS	05
CAPITULO III - REVISÃO DE LITERATURA	07
3.1 Coluna Vertebral	07
3.1.1 Desenvolvimento das Curvas da Coluna Vertebral	11
3.1.1.1 Anatomia da coluna lombar	13
3.1.1.2 Biomecânica da coluna lombar	15
3.1.2 Disco Intervertebral	17
3.1.2.1 Anatomia do disco intervertebral	18
3.1.2.2 Nutrição do disco intervertebral	21
3.1.2.3 Comportamento mecânico do disco intervertebral	22
3.1.2.4 Propriedades mecânicas do disco inter- vertebral no indivíduo <i>In Vitro</i> e <i>In Vivo</i>	25
3.1.3 Perda de Estatura	26
3.1.3.1 Perda de estatura como indicador de carga	26
3.2 Lombalgia	27
3.3 Fatores de Risco para Coluna Lombar no Levantamento de Carga	32
3.4 Indicadores para Limite Manual de Levantamento de Carga	34
3.4.1 Limites para levantamento manual de cargas	34
3.4.2 Normas e leis Brasileiras para movimentação manual de cargas	35

3.4.3	Peso máximo recomendável segundo a Organização Internacional do Trabalho - A Legislação Em Diferentes Países	42
3.4.4	Método NIOSH	46
3.4.4.1	Limite de peso recomendável	49
3.4.4.2	Fórmula para cálculo do limite de peso recomendado - L.P.R	50
3.4.4.3	Principais limitações da equação	53
3.5	Respostas Mecânicas da Coluna Vertebral no Levantamento Manual de Carga	53
	CAPITULO IV - METODOLOGIA	58
4.1	População/Amostra	58
4.1.1	Termo de consentimento livre e esclarecido	58
4.1.2	Etapas experimentais e estudo piloto	58
4.2	Procedimentos	59
4.2.1	Dinamometria lombar	59
4.2.2	Sessões experimentais	61
4.2.2.1	Estadiometria	65
4.3	Tratamento de Dados	69
	CAPITULO V - RESULTADOS	71
5.1	Medidas de Variação de Estatura	71
5.2	Reduções Absolutas de Estatura nos três Índices de Levantamento	71
5.3	Variações Relativas das Taxas de Perda de Estatura	73
5.4	Perdas de Estatura em Relação à Força Muscular dos Indivíduos	75
5.5	Dados Qualitativos em Relação à Tarefa	75
	CAPITULO VI – DISCUSSÃO	77
6.1	Medidas de Variação de Estatura	77
6.2	Reduções de Estatura e Índices de Levantamento	78
6.3	Taxas de Perda de Estatura e Break Point	81
6.4	Perdas de Estatura em Relação à Força Muscular dos Indivíduos	84
6.5	Dados Qualitativos em Relação à Tarefa	86
	CAPÍTULO VII – CONCLUSÃO	89
	REFERÊNCIAS	92

ANEXOS	106
Anexo I – Norma Regulamentadora - NR17	106
Anexo II – Termo de Participação Voluntária	113
Anexo III – Questionário e Avaliação Fisioterapêutica	115
Anexo IV – Escala Analógica Visual e Escala de Borg	117

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 : Regiões da Coluna Vertebral	08
FIGURA 2: Corpo Vértebra Lombar (L2) – vista superior	09
FIGURA 3: Vértebra e Disco Intervertebral	10
FIGURA 4: Regiões da Coluna Vertebral e Alterações Posturais	11
FIGURA 5 : Coluna Lombar (L1-L5) vista lateral	13
FIGURA 6 : Vértebra Lombar L5	14
FIGURA 7 : Disco Intervertebral	19
FIGURA 8: Levantamento de Carga a partir do Solo e Região L5-S1	33
FIGURA 9: Comparação dos Pesos Máximos de Outros Países em Relação ao Brasil	43
FIGURA 10: Índice de Levantamento proposto pelo Método NIOSH	48
FIGURA 11: Exemplo de Manuseio de Carga com a Coluna Ereta e com a Coluna Fletida	54
FIGURA 12: Movimento Correto e Incorreto de Levantamento de Cargas	55
FIGURA 13: Dinamômetro Dorsal tipo DS	60
FIGURA 14: Teste Realizado com os Sujeitos para Verificação de Força	60
FIGURA 15: Carga de 15kg	62
FIGURA 16: Levantamento de carga – tarefa proposta	63
FIGURA 17: Demonstrativo da Condição Experimental	64
FIGURA 18: Estadiômetro	65
FIGURA 19: Estadiômetro e visualização das marcas de controle do aparelho	67
FIGURA 20 : Óculos e controle postural	69
FIGURA 21: Perfis de perda de estatura média em relação ao tempo predito nos três níveis de índice de levantamento	72
FIGURA 22: Perfis médios de taxas de variação de estatura	74
FIGURA 23: Escala Visual Analógica	117
FIGURA 24: Escala de Avaliação da Dor	118

LISTA DE TABELAS

TABELA 1: Afastamento do trabalho – índice de 1995 INSS	35
TABELA 2: Peso máximo (kg) em diferentes países	44
TABELA 3: Dados preditos: perda de estatura (mm) média nos 3 níveis de índice de levantamento (IL1, IL2 e IL3)	73
TABELA 4: Taxas médias de redução de estatura dos componentes elástico (x) e viscoso (y)	74
TABELA 5: Escala de Borg (1974)	119

RESUMO

Um dos principais problemas que os trabalhadores que manuseiam e movimentam cargas pesadas enfrentam é a dor lombar. Estudos citam que cerca de 80% da população mundial sofre ou sofrerá de crise de dor lombar em algum momento da vida ativa. Apesar do caráter multifatorial das causas das lombalgias, os discos intervertebrais têm sido apontados como um dos principais pontos relacionados às dores nas costas. O efeito cumulativo na redução da altura dos discos intervertebrais que ocorre em resposta à carga causa uma redução no comprimento da coluna vertebral e, conseqüentemente, sobre a estatura do sujeito. Uma vez que a deformação do disco intervertebral está relacionada à magnitude e ao tempo de aplicação das cargas, medidas de variação da estatura têm sido empregadas como um índice de sobrecarga imposta à coluna vertebral. Nos Estados Unidos criou-se um Instituto para estudo das doenças dos trabalhadores – NIOSH – que propôs um valor máximo de peso recomendável (LPR). Este valor do LPR é de 23kg e é indicado como norma de segurança brasileira, na NR 17, quando se propõe a analisar postos de trabalho com levantamento de carga. Estudos que tenham relacionado os índices de levantamento de cargas propostos pelo método NIOSH com outros indicadores de risco de desenvolvimento de problemas de dores nas costas não são conhecidos. O objetivo geral desta pesquisa é analisar a relação entre os índices de levantamento de carga propostos pelo método NIOSH e a resposta mecânica da coluna vertebral, utilizando medidas de variação de estatura como critério.

Palavras-chave: Levantamento Manual de Cargas, Perda de Estatura, Método Niosh, Lombalgia Ocupacional.

ABSTRACT

One of main problems that workers who handle and move heavy loads have to face is back pain. Studies showed that 80% of the population of the world have or will have back pain in one moment of their lives. In spite of the multifactorial aspect of back pain, intervertebral disc have been shown as one of the main related sites to lower back pain development. The cumulative results are the reduction of the spine length and, consequently, the height of the person. Once the intervertebral disc deformation is related to the magnitude and time of application of loads, measurement of change in height have been used as an index of excessive load imposed to the spine. In the United States an Institute has created NIOSH to study the pain of workers and it proposed a maximum value of recommend load (LPR). This value of LPR is 23 kg and it has been indicated as a norm in the Brazilian norms of security - NR-17 - when analysing a workplace with load lifting. Studies which are related to the load lifting index proposed by NIOSH method, with other indexes of risks about the development of problems of lower back pain are not known. This study proposes an analyses of the relationship between the index of load lifting propose by NIOSH method and the mechanical response of the spine using measurement of height variation a criterion.

Key-words: Lifting Hand Load, Spinal Shrinkage, Niosh method, variation of height, Lower Back Pain.

CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO

A dor lombar é uma das doenças ocupacionais que mais atinge trabalhadores (LOOZE et al., 1996; SVENSSON et al., 1989). Estudos relatam que 80% da população dos países industrializados apresentarão episódios de dores lombares agudas em algum momento da sua vida (LARIVIÈRE et al., 2002). A etiologia das dores nas costas é multifatorial e de difícil diagnóstico (FRYMOYER et al., 1983; MCGILL et al., 1986; SVENSSON et al., 1989). Apesar das dificuldades em estabelecer precisamente os fatores que causam dores nas costas, vários estudos têm demonstrado que o levantamento manual de altas cargas e alta frequência de repetições têm sido apontadas como sendo de grande risco para o desenvolvimento de dores lombares (MARRAS et al., 1995; KINGMA et al., 2003; LEE et al., 2003). Desta forma, métodos que determinem níveis de segurança para atividades de levantamento de cargas constituem estratégias interessantes na redução dos problemas associados ao levantamento de carga a fim de prevenir a dor lombar (McGILL et al., 1997).

O *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH) desenvolveu um método para a determinação do limite máximo de peso recomendável para o levantamento de cargas. Esse método consiste de uma análise multifatorial na qual um conjunto de variáveis (psicológicas, biomecânicas, fisiológicas e epidemiológicas) é utilizado para definir o limite de peso recomendável a ser manuseado e um índice de levantamento de cargas. O índice de levantamento é calculado a partir da razão entre o peso real do objeto levantado na condição de trabalho e o limite de peso recomendável, e é utilizado para determinar um limite de segurança da atividade de levantamento. Ao efetuar a atividade dentro de um limite

de segurança, o trabalhador estaria com um risco reduzido de desenvolver problemas lombares. Apesar do método proposto pelo NIOSH ser amplamente aplicado para cálculo do levantamento carga (DEMPSEY et al., 1999; WATERS et al., 1994) e de constituir um método preventivo para lombalgias, alguns estudos têm revelado dificuldades em sua aplicação (DEMPSEY et al., 1999; WU, 2003). Diferenças de biotipo, gênero (MARRAS et al., 2000; WU, 2003) e formas de deslocamento têm sido levantadas como fatores limitantes na determinação dos índices de levantamento (WATERS et al., 1994; WATERS et al., 1998; LAVENDERS et al., 2003). Além disso, estudos que tenham relacionado os índices de levantamento de cargas proposto pelo NIOSH com outros indicadores de risco de desenvolvimento de problemas de dores nas costas não são conhecidos. Estudos que relacionem índices de levantamento de carga e parâmetros mecânicos da coluna vertebral, especificamente da coluna lombar, são interessantes, pois podem auxiliar na elaboração de estratégias de prevenção de problemas de dores lombares e afastamento do trabalho por doenças ocupacionais.

Apesar do caráter multifatorial das causas das lombalgias, os discos intervertebrais têm sido apontados como um dos principais pontos relacionados às dores nas costas (ADAMS et al., 1983). Os discos intervertebrais respondem dinamicamente às cargas aplicadas sobre a coluna vertebral, deformando-se radialmente (HARADA et al., 1998; HOLMES et al., 1994) e expelindo fluido através de suas paredes (BOTSFORD et al., 1994; ADAMS et al., 1983). Essa deformação e exudação de fluidos causam redução na altura dos discos intervertebrais. Reduções no espaço intervertebral decorrentes da perda de altura do disco intervertebral estão associadas a aumentos na sobrecarga, aplicadas sobre algumas estruturas da coluna vertebral que não são próprias para a absorção e transmissão de cargas, as

quais constituem foco de dor e desabilidade (KOELLER et al., 1986; ADAMS et al., 1990). Desta forma, a sobrecarga aplicada sobre os discos intervertebrais pode constituir um dos principais fatores que levam ao desenvolvimento de dores lombares (ADAMS et al., 1996; RODACKI et al., 2003).

O efeito cumulativo na redução da altura dos discos intervertebrais que ocorre em resposta à carga causa uma redução no comprimento da coluna vertebral e, conseqüentemente, sobre a estatura do sujeito. Uma vez que a deformação do disco intervertebral está relacionada à magnitude e ao tempo de aplicação das cargas, medidas de variação da estatura têm sido empregadas como um índice de sobrecarga imposta à coluna vertebral (TROUP et al., 1985; VAN DËEN et al., 1994). Tais medidas têm sido quantificadas em condições esportivas (REILLY et al., 1991; FOWLER et al., 1994; AU et al., 2001; DEZAN et al., 2003) e laborais (VAN DËEN et al., 1994; BEYNON e REILLY, 2001) com o objetivo de identificar o estresse aplicado sobre a coluna vertebral. Os métodos desenvolvidos por EKLUND e CORLET (1984) e modificado por outros pesquisadores (REILLY et al., 1991; RODACKI et al., 2001) permitem quantificar variações de estatura com grande precisão. Alguns estudos têm demonstrado que medidas de variação de estatura podem ser obtidas com um erro menor que 0,5 mm (DEZAN et al., 2003; RODACKI et al., 2001, 2003).

Esse estudo teve como objetivo analisar a relação entre os índices de levantamento de carga propostos pelo NIOSH e a resposta mecânica da coluna vertebral, utilizando medidas de variação de estatura como critério. Um melhor entendimento sobre o comportamento mecânico do disco intervertebral pode fornecer importantes subsídios que contribuirão para a discussão e aplicabilidade do índice de levantamento proposto pelo método NIOSH (1994). Estas informações

sobre o comportamento mecânico do disco intervertebral, em correlação com a aplicabilidade do índice de levantamento proposto pelo método NIOSH, podem auxiliar no aprimoramento dos indicadores de levantamento de carga, contribuir para melhoria das ferramentas de controle ocupacional utilizadas como métodos ergonômicos na indústria e diminuir os riscos de saúde de lesões da coluna lombar oriundos do levantamento manual de cargas. Portanto, seria relevante entender o comportamento mecânico do disco intervertebral frente à tarefa de levantamento manual de cargas utilizando os 3 níveis do índice de levantamento propostos pelo método NIOSH (1994), utilizando medidas de pequenas variações de estatura com critério?

CAPÍTULO II – OBJETIVOS DA PESQUISA

2.1 Objetivos da Pesquisa

2.1.1 Objetivo Geral

- ✓ Analisar a perda de estatura em função de tarefas de levantamento manual de cargas em resposta a diferentes índices de levantamento a partir de critérios estipulados pelo método proposto pelo NIOSH.

2.1.2 Objetivos Específicos

- ✓ Verificar o comportamento mecânico da coluna vertebral durante o levantamento de peso, utilizando medidas de variação de estatura como critério;
- ✓ Correlacionar o grau de força muscular dos indivíduos ao levantar carga em função de diferentes níveis do índice de levantamento propostos pelo NIOSH.

2.2 Hipóteses do Estudo

Para que os objetivos deste estudo se tornassem viáveis e testáveis, as seguintes hipóteses foram levantadas:

H1 – As perdas de estatura são proporcionais a exigência da tarefa, ou seja, quanto maior o índice de levantamento (IL) maior será a perda de estatura.

H2 – A variação de estatura dos sujeitos será diretamente proporcional ao grau de força muscular, ou seja, quanto maior a força muscular maior será a perda de estatura.

H3 – O método NIOSH (1994) para levantamento manual de cargas é uma ferramenta eficaz e sua utilização na indústria pode ser utilizado com segurança.

CAPÍTULO III - REVISÃO DE LITERATURA

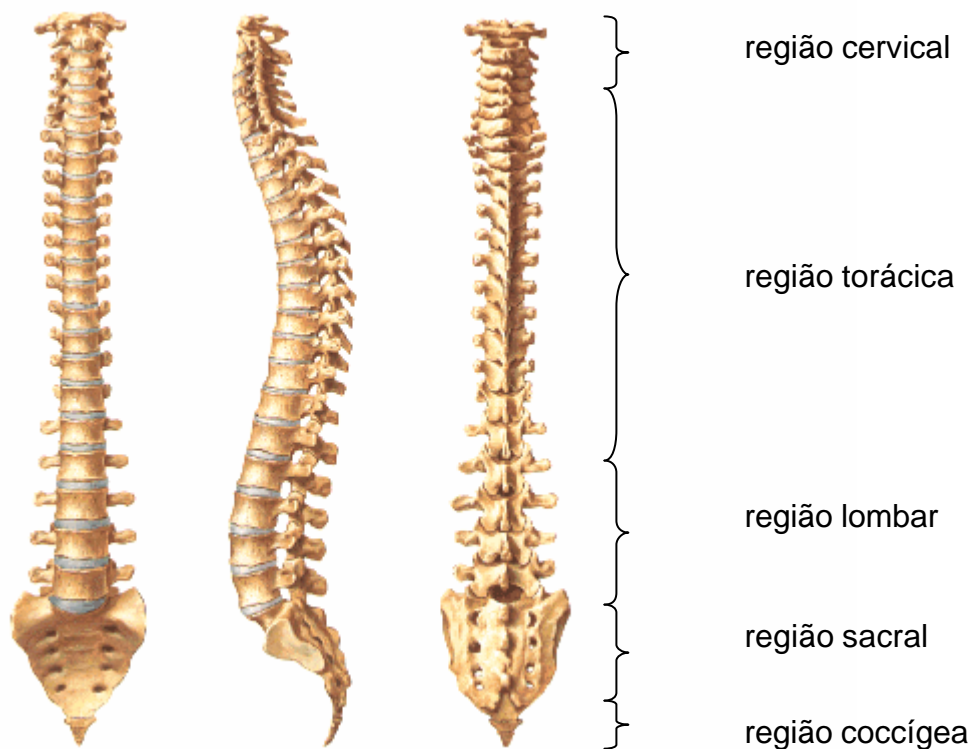
3.1 Coluna Vertebral

A coluna vertebral é o eixo ósseo do corpo, situada no dorso, na linha mediana, capaz de sustentar, amortecer e transmitir o peso corporal. Além disto, supre a flexibilidade necessária à movimentação, protege a medula espinhal e forma com as costelas e o esterno, o tórax ósseo.

A freqüência de problemas clínicos ou cirúrgicos é alta. Pesquisas mostram que 50 a 80% dos adultos serão vítimas, no decurso de suas vidas, de alguma forma de dor decorrente de afecções da coluna vertebral, muitas vezes, por uma postura errada durante o trabalho ou o repouso (CAILLIET, 1999).

A coluna vertebral é constituída de 33 vértebras, que se classificam em cinco grupos. De cima para baixo, 7 vértebras se localizam na região pescoço e se chamam cervicais; 12 estão na região do tórax e se chamam torácicas ou dorsais; 5 estão na região do abdome e se chamam lombares; 5 estão fundidas e formam o sacro e as 4 da extremidade inferior são pouco desenvolvidas e constituem o cóccix. Estas 9 últimas vértebras fixas situam-se na região da pelve e se chamam também de sacrococcigeanas (figura 1) (GOSS, 1998).

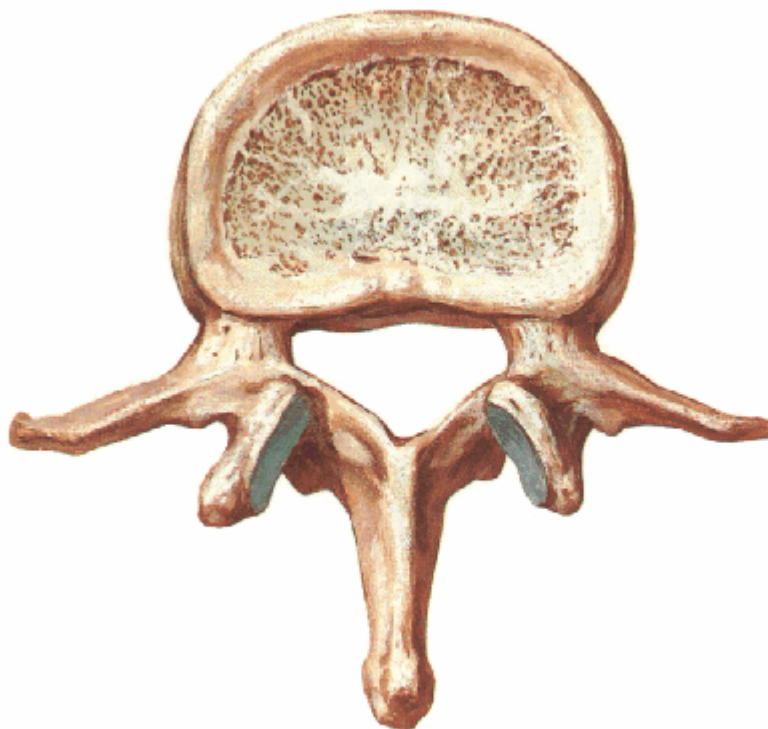
FIGURA 1: Regiões da Coluna Vertebral



Fonte: modificado de: NETTER, 2003.

Portanto, apenas 24 das 33 vértebras são flexíveis e, destas, as que têm maior mobilidade são as cervicais e as lombares. As vértebras torácicas estão unidas a 12 pares de costelas, formando a caixa torácica, que limitam os movimentos. Cada vértebras sustenta o peso de todas as partes do corpo situadas acima dela. Assim sendo, as vértebras lombares são maiores, porque precisam sustentar maiores pesos (figura 2) (GOSS, 1998).

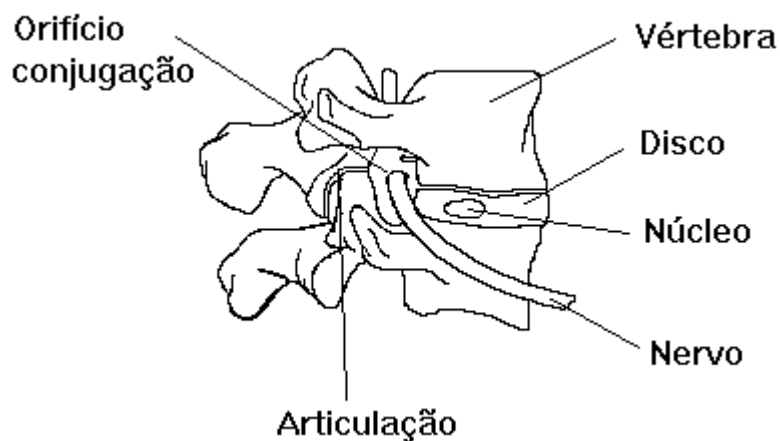
FIGURA 2: Corpo Vértebra Lombar (L2) – vista superior



Fonte: modificado de: NETTER, 2003.

Entre uma vértebra e outra existe um disco cartilaginoso, chamado de disco intervertebral, composto de uma massa gelatinosa (figura 3). Os corpos das vértebras unem-se por discos intervertebrais e ligamentos longitudinais anterior e posterior. Os movimentos da coluna vertebral tornam-se possíveis pela compressão e deformação dos discos e pelo deslizamento dos ligamentos (GOSS, 1998).

FIGURA 3: Vértebra e Disco Intervertebral



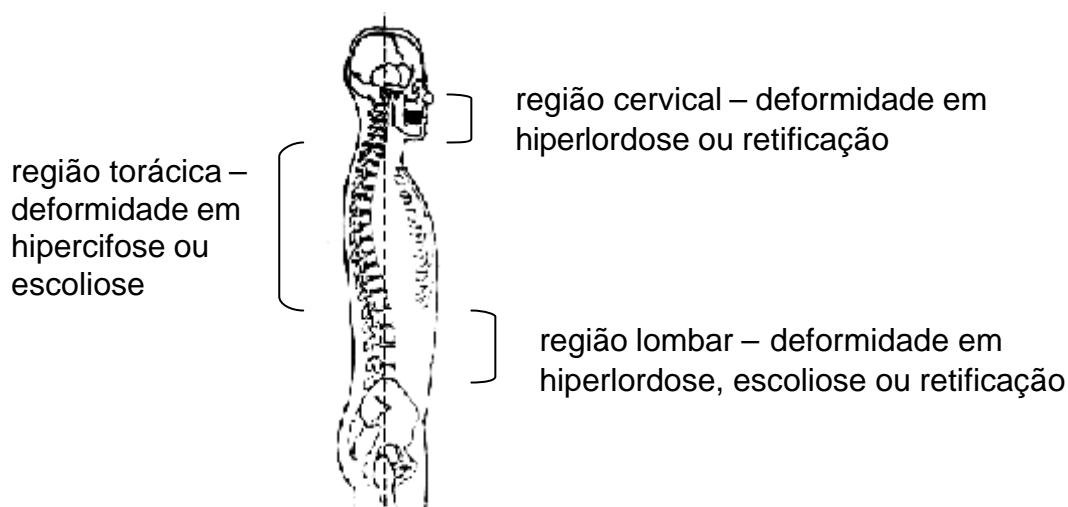
Fonte: modificado de: KNOPLICH, 1998.

Sendo uma peça muito delicada, está sujeita a diversas deformações. Estas podem ser congênitas ou adquiridas durante a vida, por diversas causas, como esforço físico, má postura no trabalho, deficiência na musculatura de sustentação, infecções e outras. Quase sempre, esses casos estão associados a processos dolorosos.

As principais alterações posturais são:

- escoliose: desvio lateral da coluna;
- hipercifose: é um aumento da convexidade;
- hiperlordose: é um aumento da concavidade posterior (figura 4).

FIGURA 4: Regiões da Coluna Vertebral e alterações posturais.



Fonte: modificado de: KENDALL, et al.; 1998.

As pessoas portadoras dessas alterações não estão impedidas de trabalhar, mas dependendo do grau em que estas alterações ocorrem, causam limitações em movimentos e tarefas que o indivíduo iria executar.

3.1.1 Desenvolvimento das Curvas da Coluna Vertebral

No embrião, a coluna vertebral tem a forma de “C” com concavidade anterior e com o desenvolvimento a curvatura muda progressivamente.

A medida que o recém-nascido adquire controle sobre seu corpo a forma da coluna progressivamente se altera. Nas regiões torácica e sacral, a curvatura original permanece, ou seja, com concavidade anterior; e, nas regiões cervical e lombar a curvatura primitiva desaparece e, gradualmente, aparecem as curvaturas em sentido oposto.

A curvatura cervical desenvolve-se à medida que a criança tenta erguer a cabeça - por volta dos 3 meses - e se consolida na época de sentar e do engatinhar; ocasião em que estende a cabeça e o pescoço para olhar para frente.

A curvatura lombar, só observada no ser humano, desenvolve-se quando tracionada anteriormente pelos músculos iliopsoas e ligamentos nos esforços de ficar de pé, porém, torna-se firme, bem consolidada, por volta dos 2 anos de idade.

No adulto, as curvaturas com mesma direção da coluna embrionária são denominadas primárias e as curvaturas de direção oposta, com concavidade posterior são secundárias. As curvaturas secundárias (cervical e lombar) são extremamente móveis em relação às primárias (torácica e sacral). Das três curvaturas pré-sacrais, a torácica é a menos móvel, enquanto que o sacro, formado de vértebras soldadas, não apresenta qualquer movimentos entre os seus segmentos (GOSS, 1998).

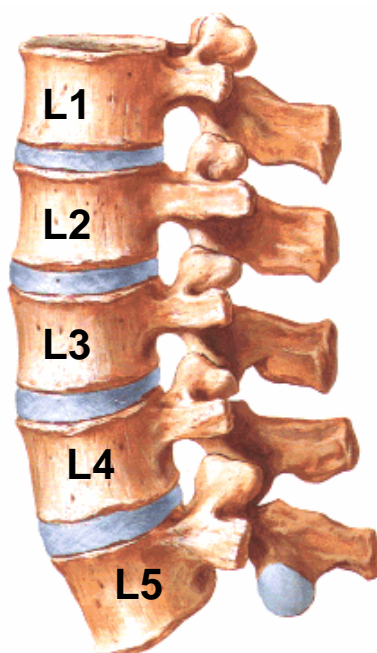
As curvaturas cervical e lombar são compensatórias da postura ereta assumida pelo ser humano. A cervical suporta o peso da cabeça e alivia, em parte, a ação dos músculos da nuca em manter a extensão da cabeça e do pescoço. A lombar compensa a desvantagem da curvatura torácica - de concavidade anterior - e sustenta o peso do corpo. Nas mulheres, a curvatura cervical é mais leve e a lombar mais acentuada (CAILLIET, 1999). As curvaturas da coluna vertebral são graduais e a estes níveis a coluna é relativamente forte; porém as áreas de transição de uma curvatura para outra são mais agudas, estão sujeitas à maior força de tração, possuem maior mobilidade e são potencialmente mais vulneráveis.

Na transição lombossacral, o ângulo é de 37° a 48° (no sexo feminino os valores, em média, são maiores que no masculino) e está sujeito a grande tensão e também à maior frequência de lesões (RICARD, 2001).

3.1.1.1 Anatomia da Coluna Lombar

Anatomicamente, a coluna lombar é localizada na parte inferior, compreendida pelo tórax e pelo quadril. É formada por cinco vértebras, que possuem características próprias. Possuem o corpo volumoso, sendo seu diâmetro transverso maior que no sentido ântero-posterior. O forame vertebral é triangular, os pedículos são curtos e nascem na parte superior do corpo. Os processos transversos se posicionam posteriormente e superiormente com um tubérculo acessório e outro mamilar. As facetas articulares superiores são côncavas e dispõem no sentido póstero-medial, enquanto as facetas inferiores são convexas no sentido ântero-lateral. Os processos espinhosos são longos, largos e horizontais (figura 5) (GOSS, 1998).

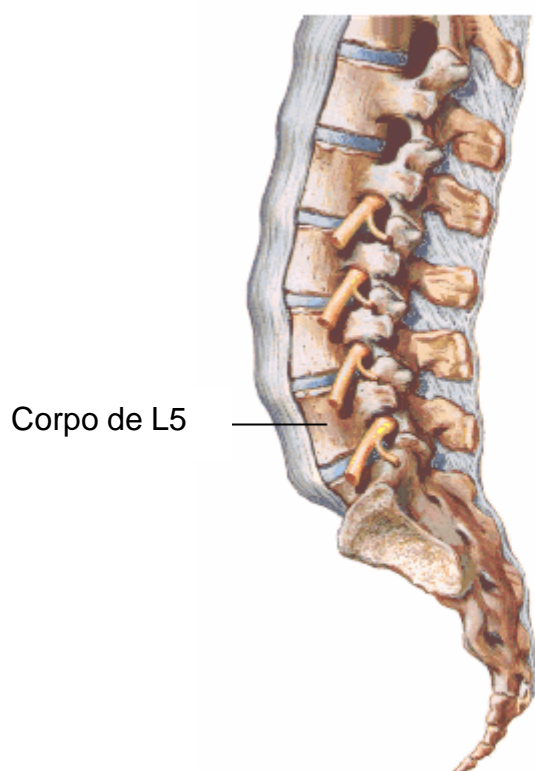
FIGURA 5: Coluna Lombar (L1 a L5) vista lateral



Fonte: modificado de: NETTER, 2003.

A quinta vértebra lombar (L5) possui uma diferenciação em seu corpo vertebral, sendo mais alta anteriormente. Isso se deve a maior descarga de peso aplicada posteriormente ao corpo da vértebra (figura 6). Essa alteração afasta as facetas articulares inferiores da quinta vértebra. As estruturas lombares sofrem pressão permanente, decorrente da postura assumida, fazendo com que a região lombar (L3), seja o centro de gravidade do corpo humano.

FIGURA 6: Vértebra Lombar L5.



Fonte: modificado de: NETTER, 2003.

O suporte e a estabilidade da coluna lombar são feitos pelas facetas articulares, pelos ligamentos, discos intervertebrais, fâscias e aponeuroses toracolombares (grande dorsal, serrátil posterior inferior, oblíquos internos,

abdominais transversos) e pelos outros músculos que estabilizam dinamicamente a coluna (GOSS, 1998).

A grande região sustentadora de peso na coluna é formada pelas vértebras lombares. As vértebras lombares são largas, com corpos mais alargados lateralmente que ântero-posteriormente. Elas também são mais largas verticalmente na frente em comparação com a parte de trás. Os discos na região lombar são espessos e, como na região cervical, mais espessos ventralmente que dorsalmente, contribuindo para curvatura lordótica na região (RICARD, 1991).

Entre as vértebras existe um disco que consiste de um anel fibroso e um núcleo pulposo. Fazem parte do complexo articular entre duas vértebras. O disco intervertebral lombar é abundantemente inervado, recebendo ramos nervosos comunicantes cinzas dos ramos ventrais e dos nervos sinuvertebrais.

3.1.1.2 Biomecânica da Coluna Lombar

A amplitude de movimento na região lombar é ampla em flexão e extensão, variando de 8 a 20 graus nos vários níveis vertebrais. Ocorre flexão lateral limitada nos vários níveis nas vértebras lombares, que varia de 3 a 6 graus, e muito pouca rotação (1 a 2 graus) em todos os níveis de vértebras lombares (KAPANDI, 2000).

Os movimentos da coluna vertebral são os resultados de pequenos movimentos permitidos entre as vértebras adjacentes. A amplitude de movimento entre duas vértebras depende, fundamentalmente, da altura do disco, ou seja, quanto mais alto o disco, maior seu grau de compressão e, em conseqüência, maior a amplitude de movimento permitida. A direção do movimento, no entanto, depende particularmente da forma e do plano de

orientação das facetas zigoapofisárias. Os fatores limitantes de movimento nas articulações em geral, como os ligamentos e o grau de alongamento dos músculos antagonistas também são importantes.

A amplitude do movimento de flexão é limitada pelos ligamentos posteriores (longitudinal posterior, flavo, supra-espinhal e da nuca) e pelos músculos posteriores (ou extensores); limitam a amplitude do movimento de extensão o ligamento longitudinal anterior, o contato entre os processos espinhosos e os músculos anteriores (ou flexores) (CALAIS-GERMAIN, 1991).

A amplitude do movimento de flexão lateral é limitada, na curvatura lombar, pelos músculos e ligamentos intertransversais do lado convexo - o oposto ao movimento, e na região cervical, pelos músculos do lado convexo e pelo contato entre os processos unciformes do lado côncavo - o do movimento (CALAIS-GERMAIN, 1991).

A curvatura torácica permite movimentos limitados na parte superior e é mais móvel próxima à junção toracolombar. A pouca mobilidade nas porções superior e média da curvatura é devida à união das dez vértebras superiores com o osso esterno através das costelas e os discos serem baixos. A direção quase frontal das facetas das zigoapófises limitam a flexão e a extensão, exceto na parte inferior em que as facetas dispõem-se em um plano que se aproxima do sagital. A extensão além de ser limitada pelo ligamento longitudinal anterior, pela superposição dos processos espinhosos, também o é pela superposição das lâminas. As lâminas das vértebras torácicas são as mais altas da coluna e mais altas que os corpos de suas respectivas vértebras. A flexão lateral e a rotação são mais amplas próximo à junção toracolombar (LIPPERT, 2000).

Na parte superior da curvatura lombar, a flexo-extensão e a flexão lateral têm relativamente grande amplitude devido às facetas estarem dispostas no plano sagital e suficientemente afastadas e à altura dos discos. Nesta porção da curvatura lombar o movimento de rotação é limitado, porque as facetas - neste movimento - se bloqueiam quase de imediato. A 4ª e 5ª vértebras lombares possuem facetas dispostas obliquamente, entre os planos sagital e frontal, que permitem maior amplitude do movimento de rotação. A flexão lateral é acompanhada de certo grau de rotação para o mesmo lado e vice-versa, devido à obliquidade das facetas das zigoapófises.

Os movimentos lombares são sincrônicos com os do quadril e os do pescoço com os da cabeça. No ato de tocar os dedos no chão, ocorre inicialmente flexão lombar, seguida da inclinação anterior da pelve no quadril, o que amplia o movimento.

3.1.2 Disco Intervertebral

Os discos intervertebrais, principais meios de união dos corpos das vértebras, estão presentes desde a superfície inferior do corpo do eixo até a junção lombossacral.

Os discos são numerados e denominados de acordo com a vértebra sob a qual se encontram, por exemplo, o disco L3 é aquele que une as vértebras L3 e L4.

Os discos intervertebrais são responsáveis por 25% do comprimento da coluna pré-sacral que, aproximadamente, mede 70 cm no homem e 60 cm na mulher.

Os discos são os únicos responsáveis pela curvatura cervical, porque os corpos das vértebras são ligeiramente mais baixos na parte anterior; já na curvatura torácica os corpos das vértebras são os principais responsáveis pois os discos são de espessura uniforme (anterior e posteriormente).

Os discos cuneiformes, mais altos anteriormente, são os responsáveis pela curvatura lombar na parte superior; mas na parte inferior tanto o disco como o corpo da vértebra contribuem para a curvatura (o corpo da 5ª vértebra lombar, por exemplo, é mais alto na frente do que atrás e o mesmo ocorre com o 5º disco).

A coluna cresce até os 25 anos e diminui na velhice, devido à redução na altura dos discos e dos corpos vertebrais. Com a idade, o núcleo pulposo perde a capacidade de reter água, diminui em altura e tende a tornar-se fibrocartilágíneo. Devido à osteoporose, os corpos vertebrais sofrem microfraturas ou por ação de traumatismos leves ou mesmo sem uma causa aparente, levando à compressão de seus corpos e às suas conseqüências associadas como a cifose, lordose, diminuição da capacidade respiratória, protusão do abdome, compressão vesical, etc.

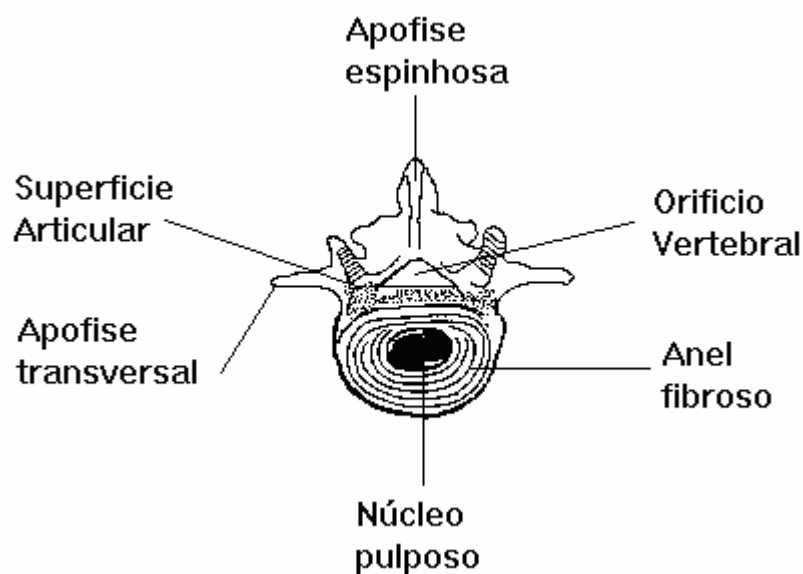
3.1.2.1 Anatomia do Disco Intervertebral

Separando os dois corpos vertebrais adjacentes encontramos o disco intervertebral, uma estrutura que une uma vértebra a outra e, ao mesmo tempo, permite que ocorra movimento entre elas. O disco é capaz de suportar forças compressivas assim como forças de torção e de rotação aplicadas sobre a coluna. A função do disco intervertebral é de suportar e distribuir as cargas na coluna vertebral assim como restringir o excesso de movimento que ocorre no segmento vertebral (GOSS, 1998).

O disco intervertebral consiste de duas partes: uma porção periférica de fibrocartilagem, o anel fibroso e uma parte central, mucóide, o núcleo pulposo.

O núcleo pulposo é uma massa tipo gel em forma esférica localizada na porção central dos discos cervicais e torácicos e na porção um pouco posterior dos discos lombares. O núcleo pulposo tem 80 a 90% de água e 15 a 20% de colágeno (3), criando uma massa fluida que fica sempre sob pressão e exerce uma pré-carga sobre o disco. O núcleo pulposo é adequado para suportar as forças compressivas aplicadas ao segmento móvel (figura 7) (GOSS, 1998)

FIGURA 7: Disco Intervertebral



Fonte: modificado de: KNOPLICH, 1989.

O núcleo pulposo é um material mucóide de cor amarelada “in vivo”, altamente elástico e compressível. Entretanto, quando o disco é comprimido o núcleo pulposo libera o material aquoso que embebe o anel fibroso e a reabsorção

deste material ocorre quando o disco não está sob tensão, por exemplo, quando a pessoa está deitada. O núcleo pulposo é a melhor fonte de nutrição do disco intervertebral, devido ao seu baixo metabolismo e à sua irrigação praticamente ausente no adulto.

O núcleo pulposo é cercado por argolas de tecido fibroso e fibrocartilagem, o anel fibroso. As fibras do anel fibroso se dispõem paralelamente em camadas concêntricas, mas são orientadas diagonalmente de 45 a 60 graus com os corpos vertebrais. Cada camada alternada de fibras corre em sentido perpendicular à camada anterior, criando um padrão entrelaçado similar ao que se vê em um pneu radial. Quando uma rotação é aplicada ao disco, metade das fibras ficam tensionadas, enquanto as fibras que correm na outra direção são afrouxadas.

Dentro do anel fibroso, o núcleo pulposo localiza-se posteriormente. Portanto, o anel fibroso - em corte transversal - é mais espesso anterior e delgado posteriormente ao núcleo pulposo.

As fibras que constituem o anel fibroso são formadas por 50 a 60% de colágeno, proporcionando força tensiva ao disco. O colágeno é menos abundante na porção posterior lateral do disco, tornando essa área mais vulnerável à lesão por haver uma força tensiva reduzida. As fibras do anel fibroso inserem-se nas placas terminais dos corpos vertebrais adjacentes no centro do segmento e no próprio material ósseo na periferia do disco. A tensão é mantida no anel fibroso pelas placas terminais e pela pressão que o núcleo pulposo exerce para fora (AN et al., 2003).

O anel fibroso é composto de 12 a 20 camadas fibrosas concêntricas, que passam do corpo da vértebra superior para a inferior em diagonal, ou seja, cada camada fibrosa tem uma obliquidade diferente. O cruzamento em "X" destas camadas dá elasticidade ao anel fibroso: no estiramento do disco o "X" fica alongado

e estreito e o oposto ocorre na compressão, o “X” diminui de comprimento e se alarga (AN et al., 2003).

Durante o dia, o conteúdo de água do disco é reduzido pelas forças compressivas aplicadas nas atividades cotidianas, resultando em perda de estatura da coluna vertebral (BROBERG, 1993). Contudo, à noite, o núcleo pulposo embebe água, restaurando a altura do disco.

3.1.2.2 Nutrição do Disco Intervertebral

Os discos intervertebrais possuem um suprimento sanguíneo até aproximadamente os 8 anos de idade. Após esta idade os discos são nutridos por meios mecânicos.

Os discos intervertebrais consistem em uma rede de comunicação entre fibras de colágeno embebidas em meio líquido-gel de proteoglicanos. A água que contém o gel é variável e representa um equilíbrio entre duas forças opostas de pressão: pressão mecânica, a qual desidrata o gel; e pressão de enchimento (inchaço) das proteoglicanas que absorvem bem a água, a qual causa que o gel absorve o fluido (ADAMS et al., 1983; ADAMS et al., 1986; KOELLER et al., 1986; OSTI et al., 1992).

Esta circulação de fluidos dentro e fora do disco, é responsável por mudanças na carga, é interessante por duas razões. A primeira é que altera a altura dos discos e isto irá afetar o tamanho o forame intervertebral e modifica a mecânica das articulações; e a segunda é a nutrição do disco.

Os discos não possuem vasos sanguíneos. Assim sendo, dependem de um processo de difusão dos tecidos vizinhos, para receber substâncias nutritivas. (ADAMS et al., 1983). Isso é semelhante a uma esponja molhada que é comprimida

e diminui de volume, perdendo água. Com a descompressão, aumenta novamente de volume, absorvendo água. Portanto, as compressões e descompressões alternadas dos discos funcionam como uma bomba hidráulica, pela qual se alimentam. Uma contração prolongada do disco, que ocorre, por exemplo, em cargas estáticas, é muito prejudicial, porque interrompe o processo nutricional dos discos e pode provocar degeneração dos mesmos.

O disco é tanto avascular quanto aneural, exceto por algum impulso sensorial nas camadas externas do anel fibroso. Devido a isso, a cicatrização de um disco lesado é imprevisível e não muito promissora (ADAMS et al., 1983; ADAMS et al., 1986; KOELLER et al., 1986; OSTI et al., 1992). Os metabólitos têm que ser transportados por uma combinação de difusão e circulação dos fluidos. Cálculos têm mostrado que existe muito pouco fluido circulando quando a carga do disco oscila-se rapidamente.

As mudanças intermitentes na postura e na posição corporal alteram a pressão discal interna, dando origem a uma ação de bombeamento do disco. O influxo e o efluxo de água transportam nutrientes para dentro e removem produtos de desgaste metabólico, desempenhando basicamente a mesma função que o sistema circulatório proporciona às estruturas vascularizadas dentro do corpo (ADAMS et al., 1983).

3.1.2.3 Comportamento Mecânico do Disco Intervertebral

O conteúdo líquido de todos os discos começa a diminuir por volta da segunda década de vida. À medida que ocorre essa alteração degenerativa normal, haverá movimentos anormais entre corpos vertebrais adjacentes, e uma maior

proporção das cargas compressivas, de tração e de cisalhamento que agem sobre a coluna deverá ser suportada por outras estruturas (AN et al, 2003).

As lesões e o envelhecimento reduzem irreversivelmente a capacidade dos discos absorverem água, havendo uma diminuição concomitante na capacidade de absorção de choques. Os resultados incluem redução da altura da coluna vertebral, acompanhada por freqüentes alterações degenerativas nas estruturas da coluna vertebral que são forçadas a suportar cargas dos discos.

Em discos jovens o anel fibroso é forte e mais elástico, e isto é provável quando eles recebem mais fluidos e requerem aumento da pressão injetada. Ocasionalmente alta pressão injetada foi registrada em discos velhos apesar desses podem ser devido a injeção junto as partes fibrosas do núcleo. Se mais e mais fluidos são forçados no disco gerando por baixo uma sempre crescente pressão, o resultado é a fratura do platô final e não uma ruptura do anel fibroso. A entre a fraqueza e deformidade do plato-final comparada com o anel explica-se porque o grande reservatório são localizados diretamente debaixo dos platos-finais e não entre o núcleo e o anel .(ADAMS et al., 1983; ADAMS et al., 1986; KOELLER et al., 1986; OSTI et al., 1992).

O conteúdo líquido elevado do núcleo em indivíduos jovens já havia sido observado no início do século. NACHEMSON (1964) apresentou evidência experimental de que o núcleo pulposo se comportava de forma hidrostática em todos os discos, com exceção daqueles mais degenerados; observou também que a pressão intra-discal aumentava de forma linear com cargas de compressão, cerca de 30 a 50% maior do que a carga aplicada.

Entretanto, em homens saudáveis, o ciclo diário de ficar em pé e em posição deitada implica em grandes mudanças na pressão intra-discal. Isto resulta em mudanças forçadas do fluido consideravelmente.

Estudo de ADAMS e HUTTON (1986) analisou cadáveres (n=70) e comparou um grupo de postura lordótica (extensão 2º) e outro grupo em postura totalmente fletida. O grupo de postura lordótica mostrou que a hidratação tende a diminuir com a idade e com a degeneração, especialmente no núcleo pulposo. Não existe significância dependente no nível da coluna, embora em alguns casos isolados, os discos entre L4/L5 e L5/S1 (ou ambos) apresentaram os grupos apresentaram degeneração prematura e tinham pouca água contida do que os discos lombares mais altos. O valor do total da altura perdida no grupo de postura lordótica variou consideravelmente, provavelmente porque a variação do disco na espessura, e as diferenças entre ambos os grupos não foi significativa ($p < 0,05$). Todavia, a perda de altura foi no grupo que estavam em flexão total. Deste modo é possível indicar que a perda de fluido do núcleo é maior que do anel fibroso, especialmente na postura ereta.

A redução gradual na altura de segmentos é também particularmente deformação lenta e particularmente para circulação de fluidos. Evidentemente, isto ocorre mais facilmente em discos degenerados, desde que eles perdem mais altura mas menos fluido do que o disco não-degenerado.

3.1.2.4 Propriedades Mecânicas do Disco Intervertebral no Indivíduo estudos *In Vivo*

Um disco intervertebral saudável funciona hidrostaticamente, respondendo com flexibilidade, respondendo com flexibilidade sob baixas cargas e respondendo com rigidez quando é sujeito a altas cargas. Quando o disco é sobrecarregado em compressão, o núcleo pulposo distribui uniformemente a pressão pelo disco e age com um amortecedor. O disco achata-se e alarga-se e o núcleo pulposo expande-se lateralmente à medida que o disco perde líquido. Isso tensiona as fibras do anel e transforma a força compressiva vertical em sobrecarga tensiva na fibras do anel. A sobrecarga tensiva absorvida pelas fibras do anel é de quatro a cinco vezes a carga axial aplicada (BROBERG, 1993).

Estudos *in vivo* (ANDERSSON, 1981; NACHEMSON e MORRIS, 1964), realizaram estes estudos com agulha e os resultados foram semelhantes dos estudos *in vitro*.

In vivo as pressões poderiam ser levemente superior, por causa do musculatura tônica, mas este efeito tem aparentemente sido mascarado por uma larga variação das injeções de pressão entre discos de diferentes idades e estágios de degeneração.

Os materiais de núcleos amorfos de discos jovens vêm a ser mais homogêneo com a idade. Rupturas podem também aparecer em jovens não-degenerados discos quando eles têm probabilidade de estar associado com rupturas no disco ou danos por fadiga. Isto ocorre num disco degenerado naturalmente em focos na estrutura característica do núcleo, mas isto é sólido com o trabalho previsto. (ADAMS et al, 1983; ADAMS et al., 1986).

3.1.3 Perda de Estatura

Os discos intervertebrais respondem as cargas aplicadas sobre a coluna vertebral deformando-se e expelindo fluído através de suas paredes (BOTSFORD et al., 1994). Esta deformação e a exudação de fluídos causam uma redução na altura dos discos intervertebrais e produzem uma redução no comprimento da coluna vertebral (também chamado de perda de estatura ou *spinal shrinkage*), que pode ser quantificado através da medição de pequenas variações da estatura (RODACKI et al., 2001; REILLY et al., 1991).

3.1.3.1 Perda de Estatura como Indicador de Carga

A redução na altura dos discos intervertebrais está associada a diminuição na estabilidade e uma sobrecarga em estruturas da coluna vertebral que não são próprias para a absorção e transmissão de cargas, as quais podem constituir como foco de dor e podem levar a desabilidade (KOELLER et al., 1986; ADAMS et al., 1990).

Desta forma, as quantificações de pequenas variações na estatura podem propiciar um índice de carga imposta sobre a coluna (TROUP e EDWARDS, 1985; REILLY et al., 1991).

Tal índice tem sido quantificado em condições esportivas e laborais (CHAFIN et al., 1999), todavia, nenhuma associação entre os índices de perda de estatura e os índices permissíveis de levantamento carga (método NIOSH-1994) têm sido estabelecidas. Estudos têm mostrado a associação entre a perda de estatura e a

magnitude da carga externa e o tempo no qual a carga é aplicada (REILLY et al., 1991; DEZAN et al., 2003).

3.2 Lombalgia

A lombalgia é considerada um grande problema de saúde e uma das principais causas de absenteísmo do trabalho (FRYMOYER et al., 1983). Existe certa dificuldade em identificar especificamente a estrutura ou estruturas anatômicas onde se localizam os sintomas dolorosos. Por conseqüência, também se torna difícil determinar os fatores biomecânicos que respondem pelo surgimento destes sinais (JACKSON et al., 1998). A causa comum da lombalgia é a hérnia de disco, que consiste da evasão de parte do núcleo pulposo por meio do ânulo fibroso rompido. Esta lesão pode ser o resultado tanto de traumas, quanto do estresse constante sobre a região. Sua ocorrência é verificada, com maior prevalência, entre as vértebras C6-C7 (6º e 7º vértebra cervical), L4-L5 (4º e 5º vértebra lombar) e a vértebra S1 (1º sacral) (PANJABI et al., 2003). No entanto, os discos L4-L5 e L3-L4 apresentam maior grau de degeneração do que outros discos da região lombar (Mc GILL, 2004).

As atividades ocupacionais que requeiram esforços físicos intensos representam um importante fator de risco de lombalgia. Neste aspecto, CHAFIN (1990), verificou a relação de movimentos corporais básicos da coluna, típicos em algumas atividades profissionais, como flexão, rotação, alcance e esforço súbito e relacionou com o relato de dor na região lombar. De acordo com BARREIRA (1989), as situações impostas à coluna vertebral que constituem as causas mais freqüentes de lombalgia, são descritas como, esforço em flexão, esforço excessivo e esforço inadequado.

A dor e a lesão na região da coluna lombar podem se instalar a partir da forma inapropriada de sentar, da necessidade de permanecer por longos períodos de tempo na mesma postura ou em posturas antinaturais, durante a participação em modalidades esportivas, na forma inadequada de levantar e transportar cargas e pelos mais variados tipos de acidentes. Estes fatores aliados a um estilo de vida sedentário podem estressar o ânulo fibroso do disco intervertebral ao ponto de até o menor esforço precipitar uma lesão ou hérnia de disco. Muitas vezes, os surgimentos dos primeiros sintomas de lombalgia são em função de sobrecargas de atividades que se passam despercebidas em nosso dia a dia, que se acumulam para dar início aos traumas e lesões.

Muitas atividades manuais como levantar, transportar, empurrar e puxar cargas pesadas foram substituídas por máquinas, no entanto, em países do terceiro mundo, grande parte dos setores comerciais, industriais e de prestação de serviços, a mecanização ainda é lenta.

Em geral, há múltiplas variáveis que podem favorecer o surgimento de lombalgia, e que na verdade somam e interagem-se umas com as outras. Os principais fatores que se associam as disfunções na coluna lombar são descritos por FRYMOYER et al. (1983), como fatores ocupacionais, antropométricos, psicossociais, demográficos e fatores comportamentais. JACKSON et al. (1998) preferem classificar os fatores de risco associados com lombalgia como, característica constitucional (que inclui capacidade aeróbia, idade, aptidão física e força muscular), característica ambiental (cigarro), ocupacional (levantamento de cargas, vibração, tipo de trabalho), recreacional (participação em atividades esportivas) e psicossocial (ansiedade e depressão).

Os fatores demográficos predisponentes a problemas de coluna, são relacionados por FRYMOYER et al. (1983) como sendo a idade, nível educacional, sexo e história familiar. A lombalgia demonstra associação com a idade do indivíduo, embora os homens sejam menos atingidos após a sexta década de vida, enquanto a incidência de problemas continua a se elevar nas mulheres.

Quanto ao nível educacional FRYMOYER et al. (1983) citam estudos que apresentam relação inversa entre este e a probabilidade de ocorrência de disfunções na coluna lombar. Provavelmente isto se justifica à medida que indivíduos com menor formação escolar são direcionados a assumir atividades que requeiram maiores demandas físicas. No entanto, para alguns casos esta colocação é contraditória, pelo fato de existirem áreas profissionais que possuam índices elevados de desordens posturais com nível educacional superior, como por exemplo as enfermeiras (LOOZE et al., 1996).

Os fatores de risco antropométricos são abordados como nível de aptidão física, força muscular (tronco) e o índice de massa corporal (IMC), obtido pela relação peso/estatura². Já os fatores comportamentais e psicossociais são referidos como sendo, consumo de álcool, uso de drogas e tipo de personalidade (FRYMOYER et al., 1983; JACKSON et al., 1998). Outro aspecto importante, que deve ser comentado, são os índices de flexibilidade dos isquiotibiais, que desempenham um importante mecanismo de equilíbrio postural, especialmente associado a resistência e força dos músculos abdominais, conhecido como equilíbrio força/resistência muscular e flexibilidade, pré-requisito para uma coluna saudável (LIPPERT, 2000).

Contudo, como será possível constatar mais adiante, o nível de aptidão física, determinado pelos componentes motores-funcionais de força/resistência muscular,

flexibilidade e resistência cardiorrespiratória, embora tenha efeitos positivos em várias funções orgânicas, não tem respondido como esperado, na redução e prevenção de lombalgias (JACKSON et al., 1998; BATTI'É et al., 1998).

De acordo com as colocações de BATTI'É et al. (1998), os grupos de risco para dor na coluna nos Estados Unidos, estão em pessoas que passam maior parte do tempo sentadas e se agravam se o corpo estiver ou for solicitado constantemente a se inclinar para frente, tais como, motoristas de caminhões, secretárias, dentistas e outras. Com respeito às causas, 97% dos portadores de dor na coluna vertebral têm sua origem em fatores mecânicos, que atingem os sistemas muscular, ligamentar e tecidos conectivos.

A manutenção e repetição constante de uma situação de trabalho, potencialmente promotora de dor músculo-esquelética, agride concomitantemente os discos intervertebrais que podem perder ou diminuir sua elasticidade e resistência. A consequência é o início precoce do processo degenerativo fisiológico dos discos (VIDEMAN et al., 1999).

A ruptura do disco, quando ocorre, é considerada uma causa mecânica (esforço súbito), enquanto as outras causas classificadas como secundárias, incluem desordens tais como, neoplasia, infecções, aneurisma aórtico abdominal, febre, osteoporose e outras doenças que indiretamente podem desencadear sintomas dolorosos na região da coluna (KNOPLICH, 1982). Neste caso, se não for realizado um diagnóstico minucioso, o portador poderá ficar sem receber o tratamento adequado.

A dor na coluna atinge pessoas de várias idades, e é freqüentemente relacionada à incapacidade no trabalho, especialmente dos 18 aos 64 anos (CAILLET, 2002). De acordo com os autores, a desordem na coluna alcança o

segundo lugar na freqüência de visitas médicas, terceiro lugar nas hospitalizações, terceiro lugar em procedimentos cirúrgicos e o terceiro lugar na categoria de doenças agudas. Entretanto, é um sinal de que as ações e atitudes estáticas ou dinâmicas realizadas pelo indivíduo no cotidiano estão causando danos na unidade funcional (segmento motor) da coluna vertebral. Embora este dado seja da década passada e de outro país, um estudo semelhante seria interessante para traçar a incidência de dor lombar e conseqüências trabalhistas na população brasileira.

A dor na coluna vertebral, em especial na região lombar, tem sido reconhecida como um dos problemas de maior implicação socioeconômica da atualidade. Custos estes relacionados as incapacidades motoras, tratamento e afastamentos do trabalho de indivíduos em fases produtivas da vida (LEE et al., 1996). O problema também atinge a esfera pessoal, pois, o indivíduo portador de uma disfunção na coluna lombar, em muitos casos, se torna inválido para a maioria das atividades diárias, afastando-se da sociedade e até da família (SATO, 1996).

Segundo FRYMOYER et al (1983), a cada ano 5% dos americanos adultos são submetidos a dor na coluna lombar, e destes, 400.000 são atribuídos a uma lesão ocupacional. Os autores ainda comentam que 11.7 milhões de americanos sofrem de dor lombar e 5.3 milhões estão incapacitados para assumir todas as suas atividades com naturalidade. Embora haja recuperação para a maioria dos portadores de problemas na coluna vertebral, alguns possuem persistentes recaídas e outros tornam-se permanentemente incapazes.

Percebe-se que o impacto socioeconômico das disfunções músculo-esqueléticas é muito significativo. A este respeito, alguns estudos estimam os gastos com a saúde da população e do trabalhador portador de lombalgia (BATTI'É et al.,

1998; VIDEMAN et al., 1999). Estes custos são gerados pelo tratamento, queda da produtividade e gastos com aposentadorias precoces.

Problemas relacionados a coluna lombar tornaram-se, em países industrializados, as lesões mais caras e as causas mais freqüentes de limitação motora e da redução da produtividade em adultos acima de 45 anos, e tem sido mais comuns em grupos de trabalhadores de 20 a 50 anos (BATTI'É et al. 1998).

Um estudo comparativo com intenção de identificar a ocupação profissional que apresentasse o maior risco para o surgimento de lombalgias revelou que os maiores índices estão entre os trabalhadores de serviços gerais, motoristas de caminhão, garis, trabalhadores domésticos, mecânicos, auxiliares de enfermagem, estivadores, lenhadores, enfermeiras e trabalhadores da construção civil (FUNDACENTRO, 1991).

Nas ocupações analisadas, quanto ao uso de flexão do tronco, o bancário, o metalúrgico, a enfermeira, o motorista de ônibus e o secretário de escritório relataram sintomas freqüentes de lombalgia, na proporção de 24.1, 23.4, 16.5, 10.5 e 12% respectivamente. Quanto a realização de esforço súbito, os bancários novamente superaram as outras atividades profissionais com 33.3% de sintomas freqüentes, seguidos de 15.4% dos secretários e 12.2% dos motoristas (FUNDACENTRO, 1991).

3.3 Fatores de Risco para Coluna Lombar no Levantamento de Carga

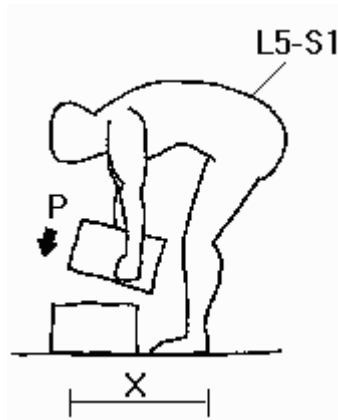
As forças que atuam sobre a coluna incluem peso corporal, tensão nos ligamentos e músculos circundantes, pressão intra-abdominal e quaisquer cargas externas aplicadas. Quando o corpo encontra-se em posição ereta, a principal forma

de carga que age sobre a coluna é axial. A sobrecarga mostrou ser a causa das lombalgias em mais de 60% dos indivíduos com queixas lombares (NIOSH, 1994).

Uma vez que a coluna lombar é anatomicamente próxima das articulações dos quadris, um impacto semelhante ocorre em torno das articulações desta região da coluna vertebral, que, na flexão ou extensão, considera-se ocorrer próximo do centro dos discos intervertebrais.

CHAFIN e ANDERSON (1984) propôs que o momento de carga em torno do disco lombossacro (L5-S1) deveria ser utilizado como a base para estabelecer limites para o levantamento e carregamento de cargas de vários tamanhos, evitando a fadiga no grupo extensor lombar, principalmente no levantamento de carga a partir do solo (figura 8).

FIGURA 8: Levantamento de Carga a partir do solo e Região L5-S1



Fonte: AMARAL, 1993.

Na posição ereta, o peso corporal também contribui para sobrecarga gerando o cisalhamento, particularmente na coluna lombar, onde o cisalhamento cria uma certa tendência para que as vértebras se desloquem anteriormente com relação às vértebras inferiores adjacentes.

A tensão dos extensores de tronco aumenta com a flexão vertebral. Quando a

coluna está em flexão lateral ou torção axial, torna-se necessário um padrão complexo de ativação muscular. As cargas assimétricas no plano frontal do tronco também fazem aumentar tanto as cargas compressivas quanto as de cisalhamento sobre a coluna, por causa do maior momento de inclinação lateral.

3.4 Indicadores para Limite Manual de Levantamento de Carga

Segundo os fundamentos da biomecânica, praticamente não existem limites para o ser humano, quando são utilizados ferramentas e equipamentos adequados ao peso e ação a ser executada, adotando uma postura adequada no momento de realizar os esforços.

É freqüente encontrar atividades onde predominam o manuseio e a movimentação manual de cargas. E a dúvida é se esta atividade está sendo realizada dentro dos limites normais de tolerância, ou se está sobrecarregando alguma parte do corpo. Esta condição de dúvida quanto ao manuseio e ao limite máximo da carga gera possibilidades lesões músculo-ligamentares ou discos.

3.4.1 Limites para Levantamento Manual de Cargas

No Brasil, a legislação não é muito específica, neste ponto. Estipula em 60kg o peso máximo que um trabalhador deve manusear, numa atividade laboral (Consolidação das Leis do Trabalho-CLT, Brasil, 2005 In: CARRION, 2005). Apesar disto, este valor não pode ser referenciado para uma atividade que seja realizada durante toda uma jornada de trabalho. Desta forma, alguns trabalhadores, acostumados a levantar cargas que variam de 10 a 15 kg, apresentaram, entre outras lesões, em terceiro lugar a lesão na coluna lombar como sendo uma das

principais a nível de afastamento do INSS (1995). Isto leva a questionar não só a legislação, como os métodos utilizados para obter estas referências limites (tabela 1).

TABELA 1: Afastamento do Trabalho – índice de 1995 INSS

LUGAR PARTE DO CORPO		TOTAL	%
1º	Dedo(s) ou Quirodactilo(s)	4.589	24,69
3º	campo não preenchido	1.568	8,44
6º	Região lombar	907	4,88
7º	Joelhos	747	4,02
16º	Ombro	355	1,91
25º	Pescoço	61	0,33
27º	Múltiplas localizações membros superiores	49	0,26
28º	Vértebra lombar	47	0,25
30º	Vértebra cervical	44	0,24
Total		18.585	100,00

Fonte: INSS, Brasil, 1995.

3.4.2 Normas e Leis Brasileira para Movimentação Manual de Cargas

A Consolidação das Leis do Trabalho - CLT, quanto à regulamentação das atividades de manuseio e movimentação de cargas manualmente, apresenta alguns

problemas. A CLT não define as atividades que devem respeitar o peso máximo de 60kg, assim como as leis são pouco claras e nada específicas, ficando difícil a sua interpretação.

As normas regulamentadoras brasileiras (NBR) usadas como parâmetros de limite e manuseio de cargas para o ministério do trabalho são a NR-5 (Comissão interna de prevenção de acidentes – CIPA), a NR-9 (Riscos Ambientais), a NR-15 (Atividades e operações insalubres - anexo nº 3), a NR-17 (Ergonomia), a NR-18 (Obras de construção, demolição e reparos); sendo que a NR-17 é a norma que hoje é utilizada como parâmetro nos processos periciais de afastamento do trabalho por lesões por manuseio de cargas porque esta utiliza-se como parâmetro o método NIOSH (1994). Também cita-se como referencial a Organização Internacional do Trabalho - OIT (1988) a qual também propõe um parâmetro para referencial de peso máximo de carga.

A NR-5 tem por objetivo a prevenção de doenças e acidentes do trabalho, mediante o controle dos riscos presentes no ambiente de trabalho e na organização.

De acordo com a classificação da NR - 5, os principais pontos a serem analisados nos riscos ergonômicos são:

1. Esforço físico; deve-se avaliar o tipo de tarefa em função do desgaste físico requerido. Considerar o metabolismo, o consumo energético, o descanso, a alimentação, as posturas assumidas, o ambiente físico (calor, frio, etc), dentre outros aspectos.
2. Levantamento de peso; os principais fatores que interferem no levantamento, carregamento e manuseio geral de cargas são: o gasto energético e as posturas. É importante avaliar se o peso de carga é

admissível, de acordo com o cálculo da Carga Limite Recomendada – CLR.

3. Exigência de posturas inadequadas; com sérias conseqüências para a saúde. Dentre elas se destacam: DORT (doença osteomuscular relacionada ao trabalho), carregamento e manuseio de cargas, trabalho em pé, dentre outros.
4. Imposição de ritmos intensos; o ritmo de trabalho não deve interferir nas condições adequadas de trabalho, de forma a respeitar os limites fisiológicos e psicológicos dos trabalhadores. O aumento do ritmo do trabalho pode causar: desgaste físico rápido, stress, acidentes de trabalho, desprazer pelo trabalho, dentre outros fatores negativos.
5. Monotonia e repetitividade; o trabalho repetitivo dos membros superiores pode provocar graves lesões. A repetitividade é uma característica da tarefa e a monotonia é a vivência subjetiva da repetitividade. A monotonia é a ausência da variedade de movimentos, ritmos, estímulos ambientais ou do conteúdo de trabalho na realização das tarefas.

Na NR – 9 são considerados os riscos ambientais como os agentes físicos, químicos e biológicos existentes nos ambientes de trabalho, capazes de causar danos à saúde do trabalhador em função da sua natureza, concentração ou intensidade de exposição. Dentro dos riscos ambientais, o grupo IV, que trata dos agentes ergonômicos, faz menção ao trabalho físico pesado, posturas incorretas, ritmo excessivo, dentre outras. E especifica que a cor a ser utilizada deve ser amarela, ao identificar algum destes riscos. O respeito e a utilização, o que, somados a um treinamento adequado, poderão colaborar com a educação e

conscientização tanto dos trabalhadores como dos supervisores, dos riscos deste tipo de atividades. Mas esta norma não especifica valores máximos de carga.

A NR-15 considera atividades e operações insalubres, as que afetem a saúde do trabalhador durante o tempo laboral. No caso das atividades de manuseio de cargas, deve-se considerar as taxas de metabolismo regulamentadas. Esta norma também não especifica valores máximos nem manuseio de carga.

A NR-17, cujo título é Ergonomia, é uma das únicas normas regulamentadoras brasileiras que atende tanto à preocupação com o manuseio, quanto com o peso da carga (anexo I). A NR-17 visa estabelecer parâmetros que permitam a adaptação das condições de trabalho às condições psicofisiológicas dos trabalhadores, de modo a proporcionar um máximo de conforto, segurança e desempenho eficiente. A ergonomia pode ser interpretada como o estudo da engenharia humana voltada para planejamento do trabalho, de forma a conciliar a habilidade e os limites individuais dos trabalhadores que o executam.

Ergonomia é a ciência que estuda a adaptação do ser humano ao trabalho, procurando adaptar as condições de trabalho às características físicas e limitações individuais do ser humano. Este conceito moderno de ergonomia data de 1948, quando foi elaborado o projeto da cápsula espacial norte-americana, surgindo, assim, através da antropometria, o conceito de que, o fundamental não é adaptar o homem ao trabalho, mas, ao contrário, procurar adaptar as condições de trabalho ao ser humano.

A origem da palavra ergonomia (ergos = trabalho; nomos = regras) significa regras para se organizar o trabalho. A ergonomia tem cinco grandes áreas aplicadas ao trabalho: organização do trabalho pesado, biomecânica aplicada ao trabalho, adequação dos postos de trabalho e prevenção da fadiga no trabalho e do erro

humano; destas, as três primeiras são contempladas pela NR, com maior profundidade.

As pessoas são diferentes em altura, estruturas óssea e muscular, algumas são mais fortes e com capacidades diferenciadas para suportar o stress físico e mental. Estes fatos básicos não podem ser alterados e devem ser utilizados como base para o planejamento das condições de trabalho.

A análise ergonômica do trabalho é prevista na regulamentação brasileira, desde 1990, mas sua realização, na prática, está cercada de controvérsias em função da falta de indicadores quantitativos para a maioria dos casos, tornando, desta maneira, a análise, muitas vezes, extremamente simples em casos complexos.

A NR 17 tem a sua existência jurídica assegurada, a nível de legislação ordinária através do artigos 198 da CLT (2005), Brasil, In: CARRION, 2005, cita:

“... É de 60 kg (sessenta quilogramas) o peso máximo que um empregado pode remover individualmente, ressalvadas as disposições especiais relativas ao trabalho do menor e da mulher {...}

Parágrafo único. Não está compreendida na proibição deste artigo a remoção de material feita por impulso ou tração de vagonetes sobre trilhos, carros de mão ou quaisquer outros aparelhos mecânicos, podendo o Ministério do Trabalho, em tais casos, fixar limites diversos, que evitem sejam exigidos do empregado serviços superiores às suas forças...”.

A melhoria das condições de trabalho e bem-estar dos trabalhadores, é o objetivo da ergonomia. Para isto, foi regulamentada uma norma que visa estes objetivos. No caso do manuseio de cargas, a norma NR-17 (portaria no 3.751, 1990), refere-se aos seguintes pontos, conforme transcrição abaixo:

“... 17.2. Levantamento, transporte e descarga individual de materiais.{...} 17.2.1.1. Transporte manual de cargas designa todo transporte no qual o peso da carga é suportado inteiramente por um só trabalhador, compreendendo o levantamento e a disposição da carga.

17.2.1.2. Transporte manual regular de cargas designa toda atividade realizada de maneira continua o que inclua, mesmo de forma descontinua, o transporte manual de cargas. {...}

17.2.2. Não deverá ser exigido nem admitido o transporte manual de cargas, por um trabalhador, cujo peso seja suscetível de comprometer sua saúde ou sua segurança.

17.2.3. Todo trabalhador designado para o transporte manual regular de cargas, que não as leves, deve receber treinamento ou instruções satisfatórias quanto aos métodos de trabalho que deverá utilizar com vistas a salvaguardar sua saúde e prevenir acidentes.

17.2.4. Com vistas a limitar ou facilitar o transporte manual de cargas deverão ser usados meios técnicos apropriados.

- a) 17.2.5. Quando mulheres e trabalhadores jovens forem designados para o transporte manual de cargas, o peso máximo destas cargas deverá ser nitidamente inferior àquele admitido para os homens, para não comprometer sua saúde e segurança....”.

Em relação a esse item, podemos mencionar que os conceitos relacionados às técnicas de manuseio, levantamento e carregamento de cargas sofreram mudanças importantes, durante os últimos tempos, principalmente depois da introdução dos modelos biomecânicos, que demonstraram não haver muita vantagem na chamada técnica correta contra a técnica errada. É importante que todo treinamento relacionado a esse item, considere os novos conceitos ergonômicos relacionadas ao manuseio de cargas.

A NR-18 (portaria no 17/83) estabelece medidas de proteção durante as obras de construção civil, e cita que, “...18.2.9. É de 60 kg (sessenta quilogramas) o peso máximo para transporte e descarga individual, realizado manualmente.18.2.10. É de 40 kg (quarenta quilogramas) o peso máximo para levantamento individual...”.

Pode-se observar, a falta de definição e clareza da legislação, determinado o limite de 60 kg para o transporte e 40 kg para o levantamento. Observando situações reais, percebemos que na maioria das atividades os trabalhadores necessitam levantar a carga para logo transportá-la.

Um número crescente de trabalhos manuais está sendo mecanizado e automatizado acarretando um aumento significativo do ritmo de trabalho, associado a isto, as atividades se tornaram mais diversificadas e, algumas vezes monótonas. Por outro lado, ainda existem muitos trabalhos que ainda são feitos manualmente, com muito esforço físico. Estas transformações têm apresentado aspectos negativos, alguns deles, diz respeito, à substituição do trabalho manual por máquinas a computadores exigindo a repetição de operações simples ou algumas vezes somente a supervisão do processo de produção.

As máquinas e as rotinas de trabalho vêm sendo modificadas num ritmo inadequado aos trabalhadores. Isto significa que a tecnologia está excedendo, cada vez mais, a capacidade das pessoas de se adaptarem às mudanças tanto no aspecto físico como psicológico.

Algumas doenças ocupacionais resultam de uma relação inadequada do trabalhador com a tarefa a ser executada. Se a estrutura óssea ou muscular do ser humano for sobrecarregada, isto pode resultar, por exemplo, em lesões nas articulações e complicações musculares. Levantar e carregar cargas pesadas manualmente deve ser evitado, tais atividades devem ser executadas por equipamentos mecânicos, sempre que possível, ou então, com a ajuda da força coletiva dos trabalhadores.

Embora a CLT (2005) em seu art. 198 fixe o peso máximo de 60 kg para o levantamento manual de carga, é sabido que as atividades envolvendo o manuseio

freqüente de cargas acima de 23 kg (método NIOSH 1994), bem como o manuseio de pesos em determinadas posições, particularmente, levantando-os do chão, aumentam, substancialmente, a incidência de lombalgias e outras doenças envolvendo a coluna vertebral.

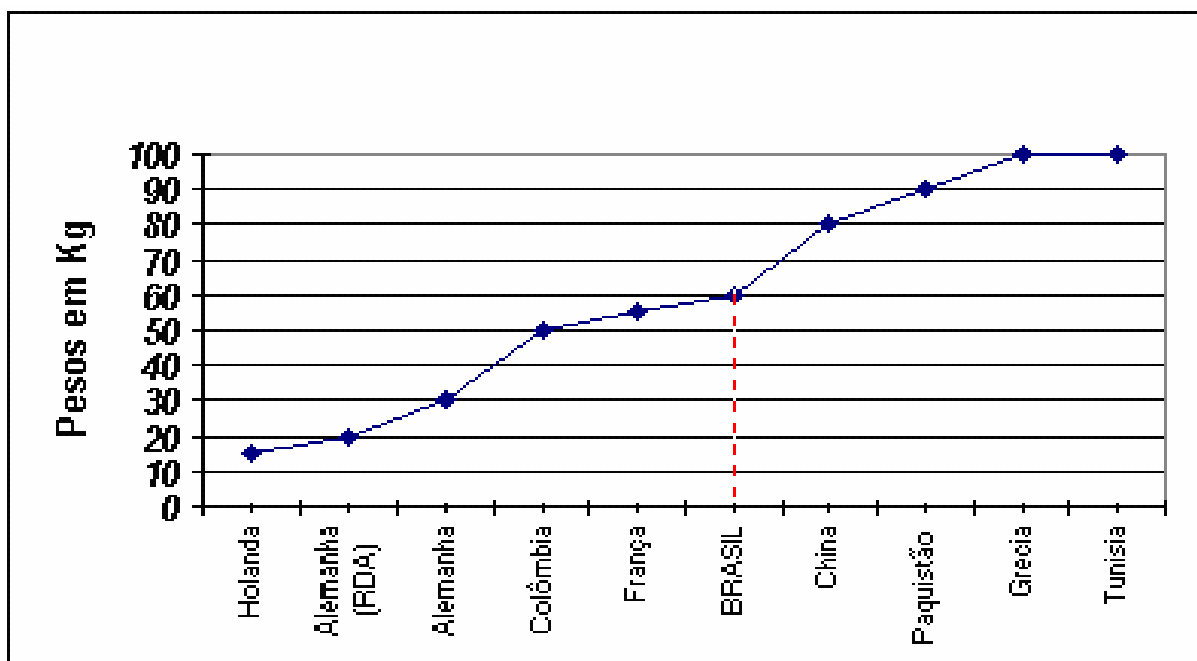
3.4.3 Peso Máximo Recomendado segundo a Organização Internacional do Trabalho - OIT - A Legislação Em Diferentes Países

A nível mundial não há um consenso que regulamente o transporte e manuseio de cargas. Existem convênios que fixam os pesos limite (variando de 20 até 100 kg ou mais). A Comunidade Européia fixa para seus países limites de 25 kg para manuseios de cargas.

A Organização Internacional do Trabalho - OIT, recomenda que o peso máximo para atividades não ultrapassem 55 kg.

O Brasil encontra-se com um peso máximo próximo do recomendável pela OIT (1988) em comparação a outros países (figura 9).

FIGURA 9: Comparação dos pesos máximos de outros países em relação ao Brasil



Fonte: OIT, 1988.

A maioria dos países possui uma legislação/recomendação sobre o manuseio e movimentação de cargas. Ainda é comum encontrar países onde o trabalho de manuseio de cargas, se mantém com as características utilizadas há muitas décadas atrás (tabela 2). É possível encontrar locais onde são transportadas manualmente cargas que superam os 100 Kg, como no caso dos estivadores.

TABELA 2: Peso Máximo (kg) em diferentes Países

PAÍS	REF.	PESO		PAÍS	REF.	PESO	
		RECOM (kg)	OCAS (kg)			RECOM (kg)	OCAS (kg)
Alemanha	OIT	30	55	Honduras	OIT	50 **	-
Brasil	CLT	60	-	Hungria	OIT	50	-
China	OIT	80	-	Moçambique	OIT	55	-
Colômbia	OIT	50	-	Paquistão	OIT	90	-
Equador	OIT	50	-	Polônia	OIT	50	-
Filipinas	OIT	50	-	Rep.Dominicana	OIT	15	25 - 45
França	MILL.	55	-	Tunísia	JORT	100	-
Grécia	OIT	100	-				

**legenda: REF. = Referência

PESO RECOM. = Peso Recomendado

PESO OCAS. = Peso Ocasional

Fonte: OIT, 1988.

Com relação às mulheres, não existe uma legislação específica, existem sim, recomendações que sugerem que o peso limite para as mulheres não deve exceder 50% do peso máximo estipulado para os homens (CLT, Brasil, 2005). Assim como a realização deste tipo de atividades por mulheres grávidas, é inaceitável por qualquer

legislação. O método NIOSH (1994) propõe que não ultrapasse 75% do proposto para homens.

No caso de crianças e adolescentes, recomenda-se que o limite de peso esteja a partir de 40% do peso limite do adulto do mesmo sexo. Limitando este trabalho a jovens com idade mínima de 16 anos, para o transporte esporádico e de 18 anos para o transporte regular.

Na Alemanha, segundo a OIT (1988), a legislação regulamenta pesos específicos para homens e mulheres de acordo com a frequência com que é realizada a atividade. O peso para mulheres em atividades ocasionais e freqüentes não muda para nenhuma faixa etária, sendo de 15 kg e 10 kg respectivamente. No caso dos homens, existem diferenças importantes. Assim, para atividades ocasionais o maior peso encontra-se na faixa etária dos 19 aos 45 anos, com 55 kg, nas outras duas faixas o peso diminui. Mas no caso de atividades freqüentes, o peso máximo que deverá ser levantado é de 30 kg na faixa etária de 19 a 45 anos, sendo que nas outras duas faixas o peso diminui.

A Holanda que apresenta recomendações para atividades no setor da construção civil. No caso dos homens e mulheres, recomenda-se um peso máximo de 10 kg, em atividades ideais realizadas de forma freqüente.

Na Hungria (OIT, 1988), existem limitações quanto ao peso a ser carregado, que dependem da distância, e as condições do percurso. Na Hungria, também existem recomendações quanto ao peso máximo (~50 kg) em superfícies planas para homens maiores de 18 anos, com diferentes tipos de equipamentos manuais e mecânicos.

A frequência de levantamento e transporte de cargas, é um fator importante. Na Alemanha foi regulamentado que, dependendo da frequência que varia de

realizações esporádicas até permanentes, existem diferentes pesos limites que devem ser respeitados.

A Inglaterra estabeleceu algumas normas para os empregadores, que recomenda para cada peso as medidas adequadas, para garantir a integridade dos trabalhadores, pesos variando de 16 kg a 55 kg, este máximo somente em situações esporádicas e com treinamento específico para o trabalhador que manipule esta carga.

Na Grécia e Tunísia é permitido que trabalhadores carreguem pesos de 100kg.

3.4.4 Método NIOSH

O levantamento manual de cargas e a manipulação constante de cargas são citadas na literatura como sendo as principais causas de lombalgia. A necessidade de regulamentação de um valor máximo de peso recomendável foi estudado e proposto pelo *National Institute for Occupational Safety and Health* – NIOSH o qual desenvolveu em 1981 (NIOSH, 1981) uma equação para avaliar a manipulação de cargas no trabalho (método NIOSH - *Technical Report - Work Practices Guide for Manual Lifting* -1981).

A intenção do método era criar uma ferramenta para poder identificar os riscos de lombalgia associados à carga física a que estava submetido o trabalhador e recomendar um limite de peso adequado para cada tarefa em questão, de maneira que uma determinada percentagem da população – a ser fixada pelo usuário da equação – pudesse realizar a tarefa sem risco elevado de desenvolver lombalgia.

Em 1991, a equação foi revista e novos fatores foram incluídos para melhoria da aplicabilidade do método em situações comuns da indústria como: a manipulação assimétrica de cargas, a duração da tarefa, a frequência dos levantamentos e a qualidade da pega. Foi revisto as limitações da equação e o uso de um índice para a identificação de riscos. Tanto a equação de 1981 como a sua versão modificada em 1991 foram elaboradas levando-se em conta quatro critérios: o epidemiológico; o biomecânico, que limita o estresse na região L5-S1; o fisiológico, que limita o estresse metabólico e a fadiga associada a tarefas de caráter repetitivo; e o critério psicofísico, que limita a carga baseando-se na percepção que o trabalhador tem da sua própria capacidade, aplicável a todo tipo de tarefa, exceto àquelas em que a frequência de levantamento é elevada (mais de seis levantamentos por minuto).

O epidemiológico, que é o estudo das doenças, sua incidência, prevalência, efeitos e os meios para sua prevenção ou tratamento. O biomecânico, visa as estruturas e funções dos sistemas biológicos, usando conceitos, métodos e leis da mecânica. A biomecânica do movimento humano trata do estudo do movimento durante o trabalho, na vida diária e nos esportes (BARBANTI, 1994). O fisiológico, atende as funções do organismo em relação ao trabalho físico, nesta situação. O psicofísico, que considera o comportamento humano numa determinada situação. Um treinamento bem planejado somado com uma organização adequada do trabalho, podem chegar a consensos mais razoáveis, estipulando pesos mais adequados, ritmos e posturas que evitem o comprometimento da saúde, tanto física quanto mental do trabalhador.

O método NIOSH foi revisto em 1992, sendo proposto o Limite de Peso Recomendado (L.P.R) e o Índice de Levantamento (I.L) (WATTERS, 1993).

O grupo de pesquisadores que fez esta revisão, decidiu estabelecer um critério não baseado em determinada carga, acima da qual seria problemático e abaixo da qual haveria segurança, nem se basearam em estabelecer uma frequência máxima, nem uma técnica específica para se fazer um esforço (WATTERS, 1993). O método utilizado estabeleceu que, para uma situação qualquer de trabalho, no levantamento manual de cargas, existe um Limite de Peso Recomendado (L.P.R). O L.P.R, uma vez calculado, compara-se com a carga real levantada, obtendo-se então o Índice de Levantamento (I.L).

Assim, estipula-se que se o valor do I.L, for menor que 1.0, a chance de lesão será mínima e o trabalhador estará em situação segura; se o valor for de 1.1 a 2.9, aumenta-se o risco; e se a situação de trabalho for maior que 3.0, aumentará o risco de lesões na coluna e no sistema músculo-ligamentar (figura 10) (WATTERS, 1993).

FIGURA 10: ÍNDICE DE LEVANTAMENTO PROPOSTO PELO MÉTODO NIOSH

$$IL = \frac{\text{PESO DO OBJETO}}{\text{L.P.R}}$$

SE I.L. < OU = A 1,0		SEGURANÇA NA ATIVIDADE
SE 1,1 < I.L. < 2,9		SITUAÇÃO DE ALERTA
SE I.L. > OU = A 3,0		GRANDE RISCO NA ATIVIDADE

A revisão da equação, realizada pelo comitê do NIOSH no ano de 1994, (WATERS, T.; PUTZANDERSON, V.; GARG, A.; FINE, L. 1993 e 1994) completa a descrição do método e as limitações de sua aplicação. De acordo com esta última

revisão, a equação NIOSH para o levantamento de cargas determina o limite de peso recomendado (LPR), a partir do quociente de sete fatores, que será explicado a seguir com subtítulo específico.

3.4.4.1 O Limite de Peso Recomendado (L.P.R)

As principais considerações do L.P.R são:

- a) Deve respeitar o peso que uma pessoa possa levantar em situação de trabalho, no qual 90% dos homens e no mínimo 75% das mulheres o façam sem lesão (WATTERS, 1993);
- b) No nível apresentado anteriormente, a taxa metabólica é da ordem de 3,5 kcal/min, o que é compatível com uma jornada continua (ASTRAND & RODAHL, 1986);
- c) Níveis abaixo do apresentado nos itens anteriores, não apresentam um significativo comprometimento do sistema osteomuscular;
- d) A compressão no disco L5-S1 da coluna vertebral, que pode ser suportada normalmente, é da ordem de 3400 N. Uma situação de trabalho onde exista uma força de compressão maior que 6600 N, são capazes de provocar microtraumas ou mesmo a ruptura no disco na maioria das vezes, dentre outras lesões (CHAFFIN e ANDERSON, 1984; JAGÜER e LUTTMANN, 1989; JAGÜER e LUTTMANN, 1992; GENAIDY et al, 1993).

3.4.4.2 Fórmula para Cálculo do Limite de Peso Recomendado - L.P.R

Em 1991, o *National Institute for Occupational Safety and Health* (NIOSH) foi criado nos Estados Unidos para estudar a saúde dos trabalhadores. O Instituto propôs um limite de peso recomendado (L.P.R.) e o índice de levantamento (I.L.). Assim sendo, existe uma fórmula de cálculo estabelecida para uma situação qualquer de trabalho de levantamento manual de carga. O limite máximo de peso recomendado (23 kg) representa, para uma determinada situação de trabalho, o valor em que mais de 90% dos homens e mais de 75% das mulheres conseguem manusear. Esta fórmula foi reestruturada em 1994 e o método NIOSH é usado em vários países como um referencial para um limite máximo de peso recomendável.

A base do método é uma equação matemática que consiste em recomendar o limite máximo de peso recomendável. O método NIOSH (1994) propõe que, para uma situação qualquer de trabalho, existe um Limite de Peso Recomendado (L.P.R), que é estimado a partir de um conjunto de variáveis que descrevem as condições em que o levantamento é executado. A equação emprega seis coeficientes que podem variar entre 0 e 1, segundo as condições em que se dá o levantamento.

O caráter multiplicativo da equação faz com que o valor limite de peso recomendado vá diminuindo à medida que nos afastamos das condições ótimas de levantamento.

A equação de cálculo utilizada para determinar o Limite de Peso Recomendado (LPR) é a seguinte:

$$\text{LPR} = 23 \times \text{FDH} \times \text{FAV} \times \text{FDVP} \times \text{FFL} \times \text{FRLT} \times \text{FQPC}$$

O valor máximo da carga em condições em que todas as variáveis do levantamento são próprias é de 23 Kg. O conjunto de variáveis considera os fatores de distância horizontal do indivíduo em relação à carga (FDH), a altura vertical inicial em que a carga é levantada (FAV), a distância vertical percorrida desde a origem até o destino da carga (FDVP), a frequência do levantamento (FFL), o fator de rotação do tronco (FRLT) e o fator de qualidade da pega da carga (FQPC). Cada variável possui um coeficiente que é estabelecido em função de cada um dos parâmetros considerados (WATERS, 1994).

A FDH ideal corresponde a 25 cm; FAV ideal corresponde a 75 cm; FDVP ideal corresponde a 0, a FFL ideal é que seja menor do que uma vez a cada cinco minutos ($F < 0,2$ lev/min); FRLT ideal é que não haja rotação da tronco, portanto, 0° ; e a FQPC ideal é que a pega da carga seja fácil e confortável correspondendo ao valor 1.

A partir do L.P.R. é calculado o índice de levantamento (I.L.) que é dado pela razão entre o peso do objeto levantado pelo trabalhador e o L.P.R.. O índice de levantamento que se propõe é o quociente entre o peso da carga levantada e o peso da carga recomendada segundo a equação NIOSH.

A função risco não está definida, razão pela qual não é possível quantificar de maneira precisa o grau de risco associado aos incrementos do índice de levantamento. No entanto, podem ser consideradas três zonas de risco segundo os valores do índice de levantamento obtidos para a tarefa:

1. Risco limitado (índice de levantamento < 1). A maioria dos trabalhadores que realizam este tipo de tarefa não deveria ter problemas.

2. Aumento moderado do risco ($1 < \text{índice de levantamento} < 3$). Alguns trabalhadores podem adoecer ou sofrer lesões se realizam essas tarefas. As tarefas

desse tipo devem ser redesenhadas ou atribuídas apenas a trabalhadores selecionados que serão submetidos a controle.

3. Aumento elevado de risco (índice de levantamento > 3). Este tipo de tarefa é inaceitável do ponto de vista ergonômico e deve ser modificada. (WATERS et al., 1993; M294 - Manual de aplicação da NR17 – MTE, SIT, 2002).

O método NIOSH tem por objetivo reduzir problemas em relação à quantidade máxima de peso que a carga poderá ter, prevenindo assim o risco de lombalgias (NIOSH, 1994).

Ao estabelecer o limite de peso recomendável máximo em 23 kg sugere-se que é um peso que mais de 90% dos homens e mais de 75% das mulheres podem levantar sem problemas (WATTERS, 1993).

Assim, para que uma pessoa possa levantar uma carga de 23 kg, todas as variáveis da equação proposta pelo método devem estar em condições ideais para a tarefa, caso contrário o LPR é menor que 23 kg. O método apresentado não considera o fator elevação com apenas uma das mãos, fato que acontece com frequência em atividades de movimentação de cargas.

A equação NIOSH é baseada no conceito de que o risco de lombalgia aumenta com a demanda de levantamentos da tarefa.

O índice de levantamento que se propõe é o quociente entre o peso da carga levantada e o peso da carga recomendada segundo a equação NIOSH. A função risco não está definida, razão pela qual não é possível quantificar de maneira precisa o grau de risco associado aos incrementos do índice de levantamento.

3.4.4.3 Principais Limitações da Equação

A equação NIOSH foi concebida para avaliar o risco associado ao levantamento de cargas em determinadas condições, por isso torna-se importante mencionar suas limitações para que não se faça mau uso da mesma, pois a equação não leva em conta o risco potencial associado aos efeitos cumulativos dos levantamentos repetitivos. Também não considera eventos imprevistos como deslizamentos, quedas nem sobrecargas inesperadas.

Não foi concebida para avaliar tarefas nas quais se levanta a carga com apenas uma mão, sentado ou agachado ou quando se trate de carregar pessoas, objetos frios, quentes ou sujos, nem nas tarefas nas quais o levantamento aconteça de forma rápida e brusca.

Torna-se impossível aplicar a equação quando a carga levantada seja instável, situação em que a localização do centro de massas varia significativamente durante o levantamento. Este é o caso dos recipientes que contêm líquidos ou dos sacos semivazios.

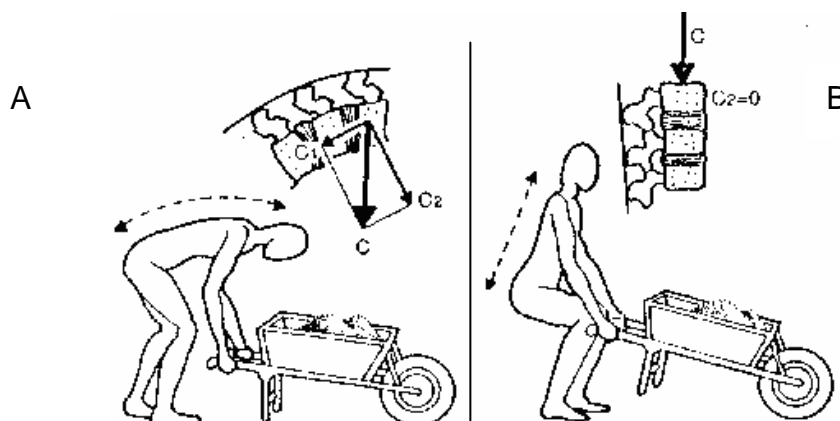
3.5 Respostas Mecânicas De Levantamento De Carga

O levantamento de peso ainda é necessário em várias atividades, mesmo apesar do processo de automatização.

A musculatura do dorso é a que mais sofre com o levantamento de pesos. A coluna vertebral apresenta certas características anatômicas que influenciam diretamente a mecânica dos movimentos corporais. Quando do levantamento de cargas, os músculos dorsais muito curtos se contraem lentamente ao serem solicitados. A coluna vertebral funciona então, como um braço de alavanca tendo

como ponto de apoio o disco intervertebral (L5-S1) que é relativamente frágil. (AMARAL, 1993). Na medida do possível, a carga sobre a coluna vertebral deve ser feita no sentido vertical, evitando-se as cargas com as colunas fletidas (figura 11) (LIDA, 1998).

FIGURA 11: Exemplo de manuseio de carga com a coluna ereta e com a coluna fletida.



- A) carregamento de cargas com o dorso curvo exemplo da resultante de força – movimento errado
 B) carregamento de cargas com o dorso ereto exemplo de resultante de força – movimento correto

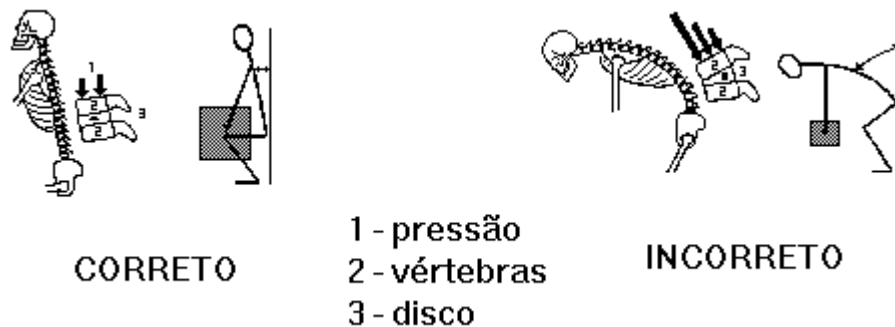
Fonte: modificado de: LIDA, 1998.

Biomecanicamente, em uma flexão lombar, a porção anterior do disco é comprimida, enquanto a posterior é liberada. Na extensão ocorre o oposto, a parte anterior é liberada.

O núcleo pulposo normal move diferentemente do núcleo degenerado e anormal. Essa é uma afirmação que não deve ser generalizada. Em particular, discos gravemente degenerados geralmente aumentam a tensão posterior durante a extensão. Entretanto, em cerca de 35% dos discos, a extensão levou a uma redução da tensão, presumindo-se que o arco neural proteja o anel posterior da pressão mecânica.

Dois graus de extensão aumentam os picos de tensão em 33% dos discos intactos e em 43% no discos degenerados. As respostas mecânicas sobre os discos são variáveis. A extensão lombar diminuí a os picos de tensão anular posterior em cerca de 40% (figura 12).

FIGURA 12: Movimento correto e incorreto de Levantamento de Cargas



Fonte: CHAFIN, 1990.

Para AMARAL (1993), os principais aspectos a serem examinados para resolver os problemas relativos ao levantamento de peso são: o processo produtivo (manual ou mecânico); a organização do trabalho (projeto de trabalho, frequência dos levantamentos); o posto de trabalho (posição do peso em relação ao corpo); o tipo da carga (forma, peso, pegadas); acessórios de levantamento; e o método de trabalho (individual ou coletivo). Mesmo considerando estes aspectos, o limite máximo para o levantamento de peso não deve exceder a 23 kg, e ainda assim, torna-se necessário seguir algumas recomendações, de forma a criar condições favoráveis para o levantamento de peso.

Os equipamentos de transporte acabam exigindo outros tipos de movimentos corporais, como levantar pesos, puxar e empurrar.

O movimento de puxar e empurrar, segundo LIDA (1998), provoca tensões nos braços, ombros e costas. De todas as lesões nas costas relacionadas com o manejo manual de materiais, 20% são devidas as atividades de empurrar e puxar. De acordo com LIDA (1998), a capacidade para empurrar e puxar depende de diversos fatores como a postura, dimensões antropométricas, sexo, atrito entre o sapato e o chão e outros. Em geral, as forças máximas para empurrar e puxar, para homens, oscilam entre 200 a 300N e as mulheres apresentam 40 a 60% desta capacidade. Se for usado o peso do corpo e a força dos ombros para empurrar, consegue-se valores até 500N.

A postura correta para puxar ou empurrar é aquela que permite usar o peso do próprio corpo a favor do movimento.

As cargas aplicadas na coluna vertebral são produzidas pelo peso do corpo, pela força muscular, pela força de pré-carga e pela carga externa. As vértebras lombares lidam com a maior parte da carga, primariamente devido ao seu posicionamento e maior peso corporal agindo na região lombar. A carga axial sobre as vértebras lombares na posição em pé é de 700N. Ela pode aumentar rapidamente para 3000N quando se levanta uma carga diretamente do solo e pode ser reduzida pela metade 300N quando a pessoa encontra-se deitada em decúbito dorsal. A coluna lombar pode resistir a carga de até 9800N antes de fraturar.

Ao manejar uma carga pesada ou ao fazê-lo incorretamente, aparecem uns momentos mecânicos na zona da coluna vertebral – concretamente na união dos segmentos vertebrais L5/S1 – que causam um considerável estresse na região lombar.

Das forças de compressão, torção e cisalhamento que aparecem, considera-se a compressão do disco L5/S1 como a principal causa de risco de lombalgia.

Através de modelos biomecânicos, e usando dados recolhidos em estudos sobre a resistência de tais vértebras, chegou-se a considerar uma força de 3,4kN como força-limite de compressão para o aparecimento do risco de lombalgia. Ainda que se disponha de poucos dados empíricos que demonstrem que a fadiga aumenta o risco de danos músculo-esqueléticos, é reconhecido que as tarefas com levantamentos repetitivos podem facilmente exceder as capacidades normais de energia do trabalhador, provocando uma diminuição prematura de sua resistência e um aumento da probabilidade de lesão.

CAPÍTULO IV - METODOLOGIA

4.1 População/Amostra

A coleta de dados foi realizada com 15 homens saudáveis ($22,4 \pm 2,19$ anos; $1,78 \pm 0,06$ m; $77,5 \pm 7,3$ Kg) e que não apresentem dor lombar e não possuíam outros problemas conhecidos que pudessem afetar os resultados deste estudo, por um período de pelo menos 6 meses anteriores ao início do estudo.

4.1.1 Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Todos os sujeitos assinaram um termo de consentimento participação e foram informados dos métodos e procedimentos do estudo, antes do início do experimento (anexo II).

4.1.2 Etapas Experimentais e Estudo Piloto

O estudo piloto foi realizado com três indivíduos e o mesmo foi apresentado à banca de aprovação do projeto de pesquisa para que o estudo pudesse ser concluído. A escolha dos sujeitos foi feita mediante avaliação fisioterapêutica com testes específicos para validar a não existência de dor ou qualquer outro comprometimento lombar e questionário para confirmar critérios de inclusão deste sujeito (anexo III).

Os critérios de exclusão dos sujeitos durante o processo de avaliação foram: apresentar episódio de dor lombar em menos de 6 meses antes do estudo,

apresentar dor lombar durante a avaliação mediante teste específico para avaliação lombar (anexo III), indivíduos que faziam uso de drogas ou bebidas alcoólicas, sujeitos com índice de massa corpórea acima para obesidade, sujeitos com mínimo de 6 horas de sono e com mínimo de prática de atividade física.

Durante o estudo piloto foi escolhida a posição de levantamento de carga mais indicada para a realização da tarefa que foi determinada como sendo com joelhos fletidos, a ser descrita no item procedimentos.

O peso levantado nas sessões experimentais foi fixado em 15 kg. O estudo piloto demonstrou que a utilização de pesos menores não foi possível atingir os 3 níveis do I.L., quando somente a variável de frequência de levantamento (F.F.L.) foi manipulada.

4.2 Procedimentos

4.2.1 Dinamometria Lombar

No processo de seleção dos sujeitos foi realizado a dinamometria lombar que designa-se como parâmetro para qualquer tipo de controle de força (LIPPERT, 2000, KENDALL, 1998). O teste de força muscular serve para avaliarmos a força isométrica do indivíduo. Para este procedimento foi utilizado um dinamômetro dorsal marca DS de ajuste zero, capacidade máxima 300 kgf, (figura 13), utilizando o teste de força para os músculos eretores da coluna, proposto por KENDALL (1998) onde o sujeito em pé, pés apoiados e paralelos, joelhos estendidos, coluna inicialmente fletida realiza a extensão da coluna segurando com os membros superiores a barra

de alavanca para marcação no dinamômetro (figura 14). Os sujeitos apresentaram uma força predita como normal conforme dados do ACSM (2001) ($113,2 \pm 2,87$ kgf).

FIGURA 13: dinamômetro dorsal tipo DS



FIGURA 14: TESTE REALIZADO COM OS SUJEITOS PARA VERIFICAÇÃO DE FORÇA



4.2.2 Sessões Experimentais

Os indivíduos foram avaliados em quatro sessões. A primeira sessão foi destinada a familiarizar e treinar os sujeitos com os procedimentos de medidas de pequenas variações na estatura utilizados no experimento, a fim de garantir a redução de erros de medida. Os sujeitos foram considerados como treinados no equipamento quando cinco séries de medidas consecutivas foram tomadas e apresentaram desvio padrão inferior a 0,5 mm (EKLUND et al.,1984; RODACKI et al. 2001). As outras três sessões experimentais, tiveram aproximadamente duas horas de duração cada e foram intercaladas, no mínimo, 24 horas entre si. No início das sessões experimentais, os sujeitos permaneceram 30 minutos na posição de *Fowler* (decúbito dorsal, com as coxas flexionadas aproximadamente 45° apoiadas sobre um suporte). Vários estudos demonstram que o tempo de repouso na posição de *Fowler* utilizada neste estudo é suficiente para recuperação da máxima estatura dos sujeitos (TROUP et al.,1985; VAN DIEËN et al., 1994; RODACKI et al., 2003). Este procedimento tem sido utilizado para reduzir o efeito de variações circadianas na altura dos discos (TYRRELL et al., 1985) e de qualquer atividade física que possa ter sido imposta antes do experimento (FOWLER et al., 1997).

Após o período de repouso, os avaliados permaneceram em pé durante 90 segundos antes da primeira medida de estatura, a fim de evitar deformações nos coxins adiposos na região dos calcânhares (BROBERG, 1993).

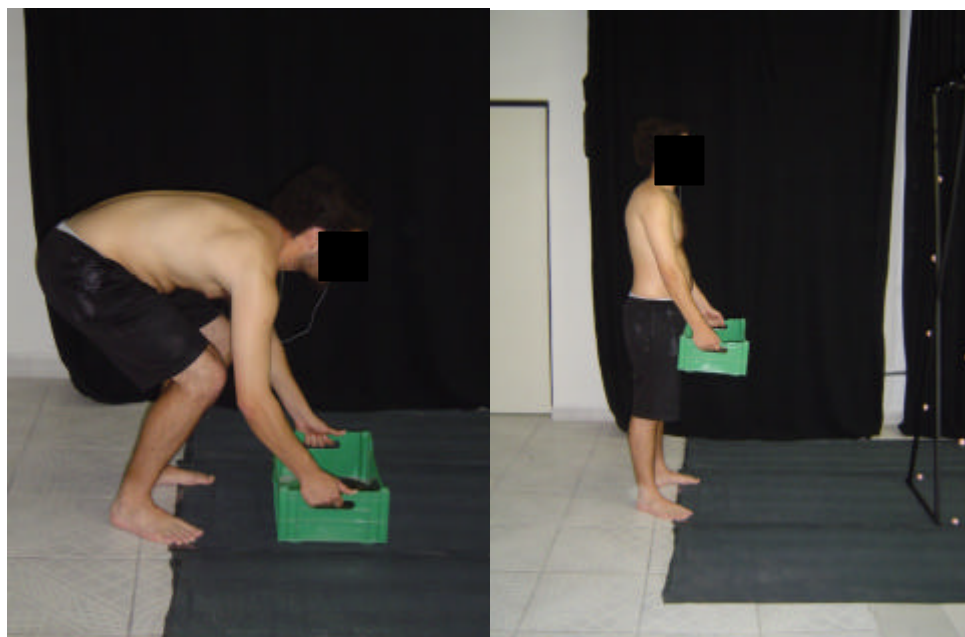
Nas sessões experimentais, os sujeitos executaram uma tarefa de levantamento de peso que foi realizada com uma carga de 15 kg (figura 15) e desempenharam a tarefa com um dos três níveis do índice de levantamento (I.L.) .A ordem dos levantamentos de peso foi randomizada entre as sessões experimentais.

A tarefa de levantamento de cargas visou simular um posto de trabalho onde os sujeitos levantaram uma carga diretamente do solo. A carga é sustentada por ambas as mãos com antebraço em pronação, cotovelos em aproximadamente 90° de flexão (posição inicial), abdução de ombro em aproximadamente 60° , pés paralelos, quadril e joelhos fletidos a aproximadamente 90° . A figura 16 evidencia a tarefa no plano sagital e mostra a carga levantada, a figura mostra o início da posição do levantamento de carga e a fase de sustentação da carga.

FIGURA 15 – CARGA DE 15 kg



FIGURA 16: LEVANTAMENTO DE CARGA – TAREFA PROPOSTA



a

b

a – posição inicial e final do levantamento (tarefa proposta)

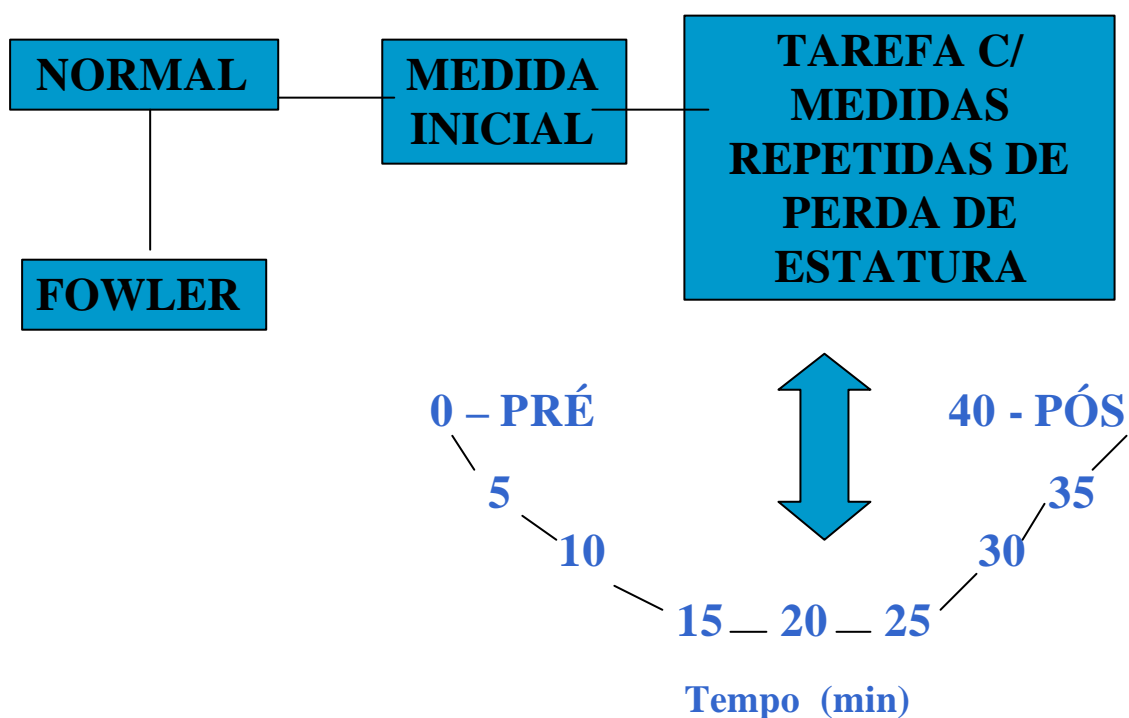
b – posição de sustentação do levantamento (tarefa proposta)

Para atingir os diferentes I.L., a F.F.L. foi manipulada, de forma que os sujeitos executaram 1, 9 e 14 levantamentos por minuto a fim de produzir índices de levantamento (I.L.s) de 0,8 (IL1), 1,6 (IL2) e 2,5 (IL3), respectivamente. Todos os outros parâmetros da tarefa foram mantidos constantes em todas as três condições experimentais do estudo (ex: altura da carga ao chão, distância da carga ao sujeito, sem rotação na tarefa). A frequência da execução dos levantamentos foi controlado através de comando verbal fornecido pela avaliadora controlados através de um cronômetro digital. Cada movimento (elevação e abaixamento) teve um intervalo de 50 segundos no I.L1; e de 30 segundos nos I.L.s 2 e 3. Nas sessões experimentais, os sujeitos tiveram a variação de estatura medida imediatamente antes (PRÉ - 0),

durante a cada 5 minutos (5', 10', 15', 20', 25', 30', 35') e após (PÓS- 40') serem submetidos a uma das três condições de levantamento de pesos (figura 17).

Ao fim de cada sessão, o sujeito era questionado quando a percepção de dor e fadiga e para estes quesitos foi utilizada a Escala Analógica Visual de Dor (EVA) e Escala de Borg (anexo IV).

FIGURA 17 – DEMONSTRATIVO DA CONDIÇÃO EXPERIMENTAL



4.2.2.1 Estadiometria

As respostas mecânicas da coluna vertebral foram analisadas através de medidas de variação de estatura, por estadiometria, as quais foram obtidas de acordo com protocolo proposto por EKLUND & CORLETT e modificado por RODACKI et al.(2001).

O estadiômetro consiste em uma armação metálica rígida, inclinada posteriormente em um ângulo de 15° em relação à vertical (Figura 18).

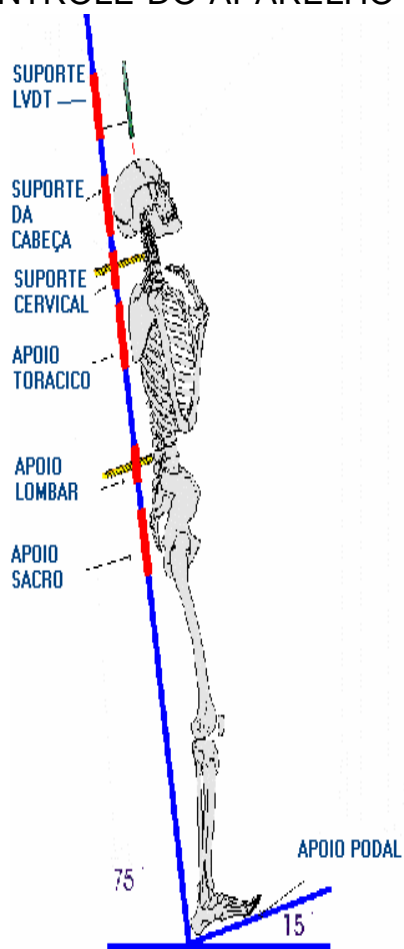
FIGURA 18 : ESTADIOMETRO



O sujeito foi posicionado dentro deste aparelho na posição ereta e com uma postura alinhada e solicitado para distribuir seu peso corporal de forma constante entre seus membros inferiores. Foi realizado a demarcação dos

contornos dos pés sobre a plataforma podal do estadiômetro. Para prevenir ajustes posturais durante as medidas, barras metálicas foram encostadas sobre a pele do sujeito nos seguintes pontos anatômicos: protuberância occipital; na curvatura da lordose cervical ao nível da vértebra C4/C5; ao nível da vértebra T7 (base inferior das escápulas); ao nível das espinhas ilíacas pósterio-superiores coincidindo a lordose lombar (ao nível de L4/L5); ao nível das espinhas ilíacas pósterio inferiores (osso sacro a nível de S2) (Figura 19). Desta forma, foi possível controlar as curvaturas da coluna vertebral durante as medidas de variação de estatura, independentemente do perfil da coluna vertebral do sujeito.

FIGURA 19 – ESTADIOMETRO E VISUALIZAÇÃO DAS MARCAS DE CONTROLE DO APARELHO



a



b

a - demonstração das marcas no aparelho

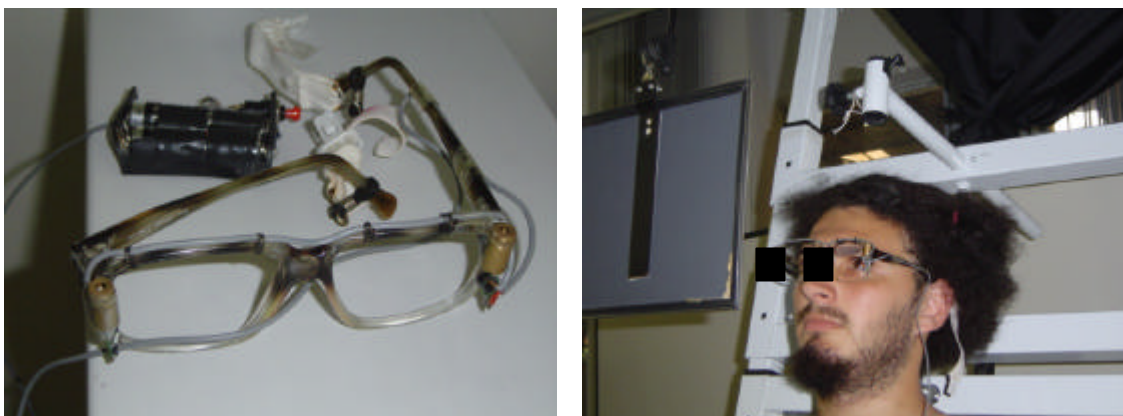
Fonte: modificado de: RODACKI et al, 2001.

b - sujeito posicionado no estadiômetro

Para controlar os movimentos da cabeça, utilizou-se de um dispositivo composto por um óculos (sem lentes) que possui dois emissores de raios laser (classe 2, comprimento de onda 630-680 nm e saída máxima < 1 mW) acoplados em suas laterais. O peso deste equipamento é desprezível. O controle horizontal e vertical da posição da cabeça foi efetuado pelo alinhamento da luz emitida por dois emissores laser sobre duas pequenas

marcas de referência (2,0 mm) ajustáveis posicionadas na superfície de projeção do estadiômetro colocada aproximadamente 500-700 mm acima da cabeça dos sujeitos. O posicionamento e o reposicionamento da cabeça na mesma posição foi garantido ao reposicionar os feixes de luz com as marcas de referência. O controle da posição da cabeça foi efetuado através de um espelho (200x150 mm) colocado a frente dos sujeitos. O óculos foi fixado a cabeça por uma tira elástica, a fim de manter uma pressão relativamente constante e evitar pequenos deslocamentos que pudessem afetar as medidas (figura 20). Após os ajustes posturais, a haste de medição de um transdutor digital de variação linear (Solartron DC 50, modelo RS646-511) foi posicionada por gravidade sobre o centro da superfície da cabeça. Este equipamento possui uma acuracidade linear de 0,05 mm sobre uma amplitude de medição de 50 mm. O ponto de contato da haste do transdutor foi demarcado sobre a superfície da cabeça com uma marca na superfície do couro cabeludo para garantir maior precisão nas medidas. A figura 19 ilustra o controle postural durante as medidas de variação da estatura.

FIGURA 20 – ÓCULOS E CONTROLE POSTURAL



a

b

a – óculos de controle

b – posição de controle de cabeça, espelho e posição do LVDT

4.3 Tratamento de Dados

Os dados quantitativos coletados foram submetidos a uma análise descritiva padrão (média e desvio-padrão). Após a coleta os dados foram filtrados com um filtro digital (4253H) a fim de remover pequenos ruídos e erros dos os dados. Após os dados normalizados foi aplicada a análise de regressão exponencial para verificação da variação absoluta da estatura. O coeficiente de determinação (R^2) se confirmou em (IL1 = $R^2 = \pm 0.99$; IL2 = $R^2 = \pm 0.99$; IL3 = $R^2 = \pm 0.98$). O teste de *Kolmogorov-Smirnov* foi aplicado e confirmou a normalidade dos dados. As variações de estatura foram comparadas através do teste *Anova* para medidas repetidas. Para verificar as diferentes taxas de variação de estatura durante as séries de levantamento de peso, os dados normalizados foram submetidos a uma análise de regressão não-linear do tipo *Piecewise-Breakpoint*. Esta regressão estatística através do procedimento matemático dos mínimos quadrados estima um *Breakpoint* (ponto de deflexão o qual

refere-se a mudança ocorrida no disco quando atinge o máximo da perda elástica e entra em perda viscosa o que sugere um nível de segurança fisiológica para o disco intervertebral), no qual as curvas exponenciais são divididas em dois segmentos de reta: uma anterior ou igual e a outra posterior ao *Breakpoint*. O primeiro segmento de reta (anterior ao *Breakpoint*) tem sido associado à perda rápida de altura do disco intervertebral, enquanto que o segundo segmento de reta (posterior ao *Breakpoint*) tem sido associado a um componente lento de deformação do disco intervertebral. A partir destes segmentos de reta calculou-se os coeficientes de inclinação das retas, os quais foram comparados em cada condição de levantamento através de uma análise de variância ANOVA com medidas repetidas. Para determinar onde ocorreram as diferenças foi utilizado o teste *Scheffé*. Os testes estatísticos foram realizados no software *Statistica*, versão 5.5. As variáveis foram testadas com um nível de significância de $p < 0,05$.

Os dados qualitativos coletados foram submetidos a uma análise descritiva padrão (média e desvio-padrão) e percentil.

CAPÍTULO V - RESULTADOS

5.1 Medidas de Variação de Estatura

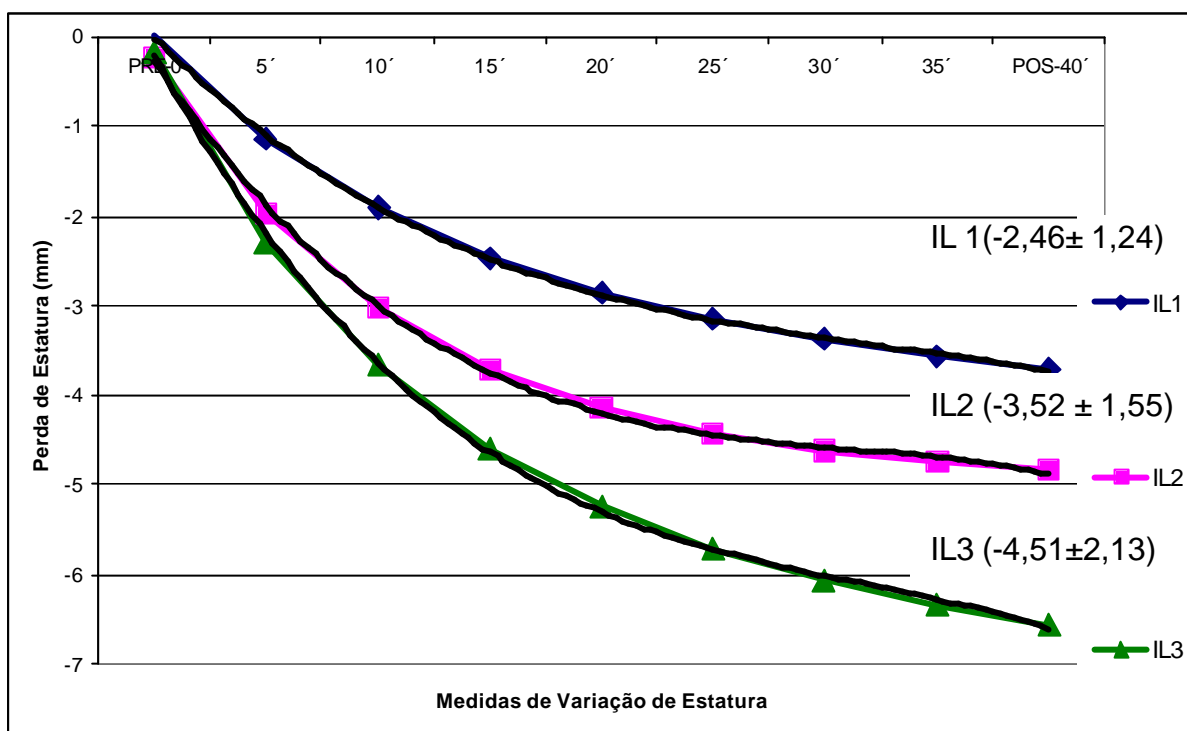
O desvio padrão médio das medidas de variação de estatura obtidas durante a sessão de familiarização foi de $0,3 \pm 0,2$ mm ao final da décima série de medidas. A sessão de familiarização no estadiômetro durou entre 20 e 30 min.

5.2 Reduções Absolutas de Estatura nos três Índices de Levantamento

Para a determinação dos coeficientes de inclinação dos segmentos de reta que descrevem o componente elástico e viscoso dos discos intervertebrais os dados coletados foram ajustados através de um filtro digital (4253 H), que buscou minimizar pequenos erros de medida.

O ajuste dos dados da variação da estatura nos três níveis de índice de levantamento foi realizado através de análises de regressão exponencial de 3ª ordem e apresentaram coeficientes de determinação médio ($=R^2$) de $IL1=0.99\pm 0.004$; $IL2=0.99\pm 0.003$; $IL3=0.98\pm 0.009$. A figura 21 apresenta os perfis da variação de estatura média dos sujeitos para as três condições de índice de levantamento. As equações que descrevem o comportamento da variação de estatura também encontram-se descritas como equação 1, equação 2 e equação 3.

FIGURA 21: PERFIS DE PERDA DE ESTATURA MÉDIA EM RELAÇÃO AO TEMPO PREDITOS NOS TRÊS NÍVEIS DE ÍNDICES DE LEVANTAMENTO



Equação IL 1 $y = -0,0082x^3 + 0,1868x^2 - 1,5846x + 1,3946$ (equação 1)

Equação IL2 $y = -0,0151x^3 + 0,3283x^2 - 2,4827x + 1,898$ (equação 2)

Equação IL3 $y = -0,0017x^3 + 0,3738x^2 - 2,9871x + 2,4173$ (equação 3)

A redução absoluta da estatura observada no IL3 foi maior ($p < 0,05$) quando comparada àquelas observadas no IL1 e IL2, onde IL3 apresentou um aumento de 75% em relação à perda absoluta IL1. As perdas médias observadas em IL2 corresponderam a 35% daquela observada em IL1. Não foram observadas diferença ($p > 0,05$) entre as perdas de estatura de IL2 e IL3. A redução da estatura nas

medidas PRÉ-0, 5´ a 35´ e PÓS-40´ nas diferentes condições experimentais encontram-se descritas na Tabela 3.

TABELA 3 - DADOS PREDITOS: PERDA DE ESTATURA (mm) MÉDIA NOS 3 NÍVEIS DE ÍNDICE DE LEVANTAMENTO (IL1, IL2 e IL3)

MEDIDAS	IL1		IL2		IL3	
PRÉ – 0	0,013	0	-0,22	0	-0,15	0
5´	-1,13	±0,58	-1,96	±1,09	-2,29	±1,85
10´	-1,91	±0,82	-3,03	±0,77	-3,66	±2,20
15´	-2,46	±1,27	-3,70	±0,59	-4,59	±1,56
20´	-2,85	±1,33	-4,14	±0,92	-5,23	±2,12
25´	-3,15	±1,40	-4,42	±1,01	-5,70	±1,98
30´	-3,38	±1,40	-4,61	±0,88	-6,05	±1,82
35´	-3,56	±1,52	-4,74	±0,96	-6,33	±1,88
PÓS – 40´	-3,70	±1,52	-4,83	±0,96	-6,55	±1,87

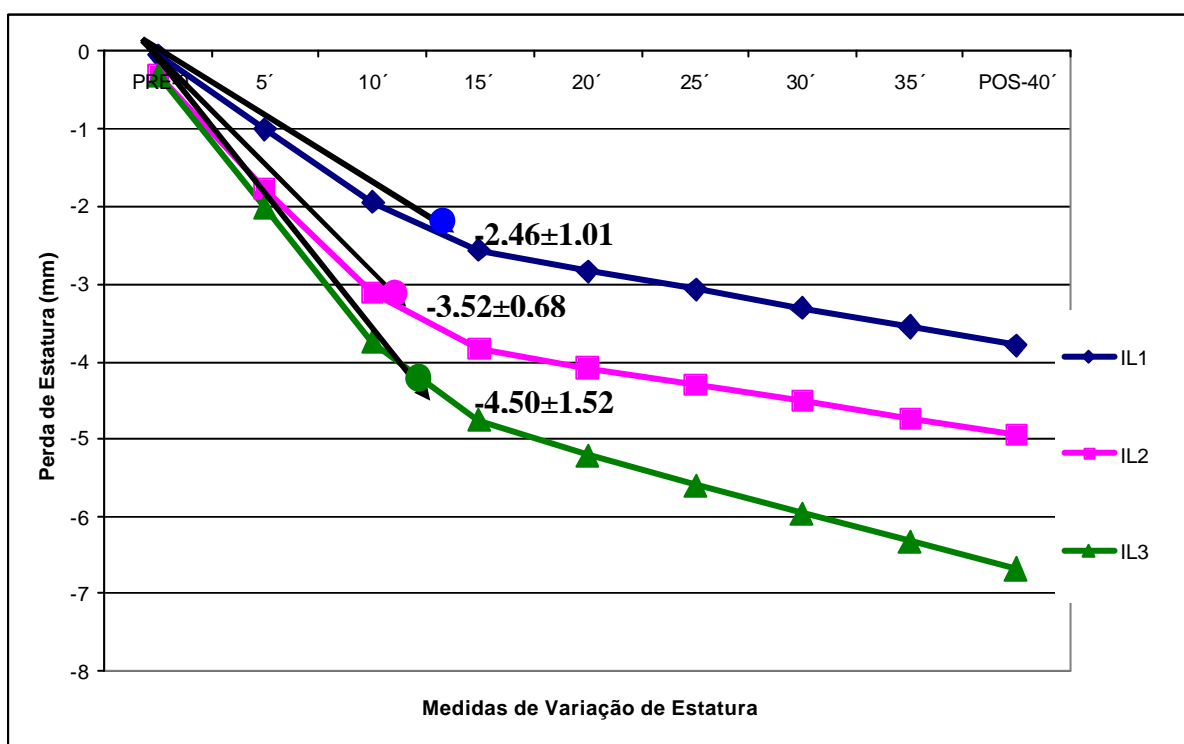
5.3 Variações Relativas das Taxas de Perda de Estatura

As taxas médias de variação de altura dos discos (componente rápido – elástico (e) e componente lento – viscoso (?)) são apresentadas na Tabela 4 e podem ser visualizados na Figura 22. Ao comparar os coeficientes de inclinação dos segmentos de reta dos perfis da variação de estatura; verificou-se uma maior ($p < 0,05$) taxa de redução na altura dos discos nos instantes iniciais da tarefa quando comparado às perdas detectadas nos instantes finais da tarefa. Os valores do ponto de deflexão (*Break Point*) estão descritos na figura 22.

TABELA 4: TAXAS MÉDIAS DE REDUÇÃO DE ESTATURA DOS COMPONENTES ELÁSTICO (e) E VISCOSO (?)

SUJEITOS	IL1		IL2		IL3	
	e	?	e	?	e	?
Média	2.46	1.14	3.52	1.22	4.50	1.92
d.p	1.01	0.60	0.68	0.41	1.52	0.68

FIGURA 22: PERFIS MÉDIOS DE TAXAS DE VARIAÇÃO DE ESTATURA



**nota: os pontos marcados na figura 22 correspondem ao ponto de deflexão (*Break Point*) médio dos sujeitos do estudo.

5.4 Perdas de Estatura em Relação à Força Muscular dos Indivíduos

Os sujeitos analisados apresentaram em média $113,2 \pm 3,07$ kgf durante a dinamometria lombar. Não houve valores significativos analisados que representassem uma tendência inversamente proporcional na correlação obtida entre o grau de força muscular e a perda de estatura nos três níveis de levantamento de carga.

A análise de correlação revelou uma relação inversa ($p > 0,05$) entre a força muscular e a perda de estatura. Também não foram encontradas relações significativas entre a força muscular e as perdas relativas de estatura.

5.5 Dados Qualitativos Relacionados à Tarefa

Ao realizar a tarefa os sujeitos foram questionados quanto à percepção de fadiga na etapa PÓS-40' nos três índices de levantamento (IL1, IL2 e IL3). Quanto à percepção de fadiga foi utilizada a escala de Borg.

Ao final do IL 1, a maioria dos sujeitos relatou a tarefa como fácil (94%), exceto um sujeito que respondeu relativamente fácil (6%). A percepção de fadiga aumentou após realizarem o IL2, e quatro indivíduos responderam que acharam a tarefa relativamente fácil (27%), seis responderam ligeiramente cansativa (40%) e cinco responderam cansativa (33%). A tarefa proposta no IL3 reportou um nível de fadiga maior quando comparado ao IL1 e IL2; três indivíduos responderam que acharam a tarefa ligeiramente cansativa (21%), sete responderam cansativa (51%), uma respondeu muito cansativa (7%) e três responderam exaustiva (21%).

Os indivíduos também foram questionados quanto à percepção de dor, e para isto foi utilizado a escala Analógica Visual de Dor (EVA).

A presença de dor conforme EVA foi relatada no IL 1 por somente um indivíduo após terminar a sessão, totalizando 7%; em contrapartida no IL2 todos os sujeitos referiram dor sendo que dez indivíduos relatou dor 5 e cinco sujeitos relataram dor 8, totalizando 70% e 30% respectivamente; e no IL3 todos os sujeitos relataram dor sendo que 100% acima de dor 7.

CAPÍTULO VI - DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo principal analisar a relação entre os índices de levantamento de carga propostos pelo NIOSH e a resposta mecânica da coluna vertebral utilizando medidas de variação de estatura como critério.

A pesquisa diferenciou-se das demais por correlacionar um índice de levantamento de carga amplamente utilizado na indústria (método NIOSH) e um índice de sobrecarga aplicada sobre a coluna vertebral através de medidas de variação de estatura. O método NIOSH foi utilizado como indicador de levantamento máximo de carga. Um melhor entendimento sobre o comportamento mecânico dos discos intervertebrais pode fornecer importantes subsídios para a discussão e aplicabilidade do índice de levantamento proposto pelo método NIOSH (1994).

6.1 Medidas de Variação de Estatura

O pequeno desvio padrão observado durante a sessão de familiarização confirma a indicação de vários estudos que reportam que medidas precisas de variação de estatura podem ser obtidas após um curto período de treinamento (McGILL, 1996; RODACKI et al., 2001 e 2003; DEZAN et al., 2003). Para o presente estudo, onde as variações médias da perda de estatura foram de 3,49 mm (\pm 1,82mm). Um erro médio de medida de \sim 0,5 mm pode ser considerado como adequado quando comparado aos valores apresentados na literatura (ALTHOFF et al. 1992; McGILL, 2004). Os erros nas medidas tomadas no período de familiarização podem ter sido ainda menores, visto que é difícil diferenciar erros referentes aos procedimentos metodológicos da variação (real) de estatura que

podem ter ocorrido em função da constante ação da gravidade sobre os tecidos, apesar do curto período (20 a 30 min) da sessão de familiarização (McGILL, 2004).

6.2 Redução de Estatura e Índices de Levantamento

A perda de estatura é descrita como conseqüência da diminuição do espaço intervertebral que decorre da perda de altura dos discos intervertebrais e tem sido utilizada como um parâmetro de sobrecarga (VAN DIEËN et al., 1994; REILLY et al., 1984). Alguns estudos sugerem que quanto maior o estresse compressivo aplicado sobre a coluna vertebral maior será a redução na altura dos discos intervertebrais, e, conseqüentemente, maior será a perda de estatura do sujeito (ADAMS e HUTTON 1983; DEZAN et al., 2003). Os experimentos que têm analisado o efeito de cargas compressivas sobre a coluna vertebral têm demonstrado uma relação proporcional entre as cargas aplicadas e a perda na estatura (ALTHOFF et al., 1992; EKLUND e CORLETT, 1984; TYRRELL et al., 1985), ou seja, quanto maior a carga aplicada maior a perda de estatura observada.

As perdas de estatura observadas no presente estudo são difíceis de comparar com aquelas descritas em outros estudos, em função de diferenças entre as tarefas examinadas e em condição inicial. Outros estudos realizaram a análise do comportamento da coluna vertebral durante o levantamento de cargas, em diferentes situações, porém comparações dos resultados com o presente estudo devem ser feitas com cautela, visto que parâmetros da tarefa (tempo, carga, número de repetições) são distintos.

TYRRELL et al. (1985), reportaram perdas de estatura de 7,6 mm após 20 minutos de levantamento de pesos (10 kg) e de 14,5 mm após o levantamento pesos de 40 kg. MCGILL et al. (1996) reportou perdas de estatura de 1,06 e 1,23 mm após o levantamento de pesos de 15,3 Kg após 10 e 20 min, respectivamente. Relacionando estes dados encontrados com o presente estudo observa-se que o presente estudo apresentou perdas de estatura discrepantes em comparação aos demais estudos. A maior perda de estatura encontrada neste estudo pode ser justificada pela demanda da tarefa (frequência, número de levantamentos, magnitude da carga, modo de levantamento). Comparando-se as estratégias da tarefa (tempo, magnitude da carga, número de repetições e modo de levantamento) de outros estudos com o presente estudo pode-se considerar que a similariedade encontrada entre o presente e demais estudos foram o modo de levantamento de peso empregados por TYRRELL et al. (1985) e MCGILL et al. (1996), que compreenderam levantamentos de pesos do solo até a altura dos quadris.

A aplicação/transferência dos achados destes estudos para condições ocupacionais deve ser visto com cautela, visto que a maioria dos estudos foi executada com tarefas de sustentação estática de carga. Esta situação estática é descrita na literatura como um dos fatores de risco de lesão da coluna lombar pela sobrecarga que os discos intervertebrais sofrem durante a sustentação de cargas (BATTIÉ et al., 1998; WATIKNS, 1999). No presente estudo, o tempo em que as cargas foram impostas durante o levantamento de peso são maiores (~ 40 min) do que o período contínuo em que as cargas foram sustentadas isometricamente utilizados no experimento realizado por TYRRELL et al. (1985) e MCGILL et al. (1996), que utilizaram tempos de aproximadamente 20 minutos. Provavelmente, a condição dinâmica do movimento de levantamento de cargas utilizadas no presente

estudo pode refletir a exigência de tarefas ocupacionais com maior adequação, pelo controle motor que a situação cíclica de levantamento de cargas exige do sujeito.

No presente estudo, a perda de estatura decorreu da perda de altura dos discos intervertebrais. A maior redução na estatura foi observada quando os sujeitos realizaram atividades de levantamento no IL3. As perdas detectadas em IL1 representaram aproximadamente 75% do total da perda de estatura observada em IL3. Desta forma, as cargas aplicadas sobre a coluna vertebral em IL1 podem ser consideradas como menores do que aquelas impostas durante o levantamento nos IL2 e IL3, respectivamente. A maior sobrecarga encontrada em IL3 pode ser explicada pela maior frequência em que ocorreram os levantamentos. Em IL2 e IL3 a tarefa foi executada de forma mais rápida (9 e 14 levantamentos por minuto, respectivamente) do que em IL1 (0,2 levantamentos por minuto). Esses resultados indicam que as realizações de levantamentos de cargas com alta frequência representam um maior risco de lesão quando comparado a levantamentos executados com baixa frequência e devem ser consideradas na organização das tarefas executadas.

Estes resultados vão de encontro às condições ocupacionais encontradas na indústria, pois a maioria das tarefas laborais que envolvem levantamento de cargas elevadas (IL3) são realizadas de forma cíclica, porém com reduzidos períodos de descanso entre um levantamento e outro reduzidos. Estes achados estão de acordo com os estudos realizados pelo instituto NIOSH em 1994 e por WATERS (1994) e CHAFIN (1998). Estes estudos demonstraram que a pressão intradiscal na situação de levantamento mais extenuantes (IL3) é maior do que aquela encontrada em levantamentos mais leves (IL1). Além disto, o efeito cíclico em que as cargas são aplicadas durante a tarefa pode potencializar os problemas sobre a coluna vertebral.

Isto pode explicar, em parte, o elevado número de problemas de dores lombares e dorsais encontradas na indústria.

6.3 Taxas de Perda de Estatura e Break Point

ADAMS & HUTTON (1983) e DUNLOP et al. (1984) demonstraram que a redução do espaço intervertebral (mediado pela perda de altura dos discos intervertebrais) pode provocar um aumento nas forças aplicadas sobre outras estruturas da coluna vertebral que não são próprias para a sustentação/transmissão de cargas (ex. facetas articulares). Estes estudos demonstraram que pequenas reduções na altura dos discos intervertebrais (~ 0,8 mm) representam um aumento de aproximadamente 16% nas forças aplicadas sobre as facetas articulares (DUNLOP et al., 1984) e podem causar uma série de problemas como osteoartrite, espondilose, espondilolistese (WATKINS, 1999), hérnia de disco, degeneração, compressão das raízes nervosas e estenose (ADAMS e DOLAN 1995).

Apesar da maioria dos estudos terem sido desenvolvidos com o intuito de analisar a magnitude das perdas na altura dos discos intervertebrais, poucos são aqueles que analisaram as taxas de perdas de estatura *in vivo*. A análise das taxas de variação da altura dos discos intervertebrais *in vivo* pode auxiliar na compreensão das alterações fisiológicas e mecânicas que ocorrem em diferentes instantes das atividades físicas.

Estudos têm relatado que os discos intervertebrais se deformam de forma exponencial, sendo que as maiores perdas de altura ocorrem no início da aplicação da carga (KÖELLER et al., 1986; SMEATHERS, 1984) e as menores perdas ocorrem no final do período de carga. O presente estudo mostrou uma rápida perda

nas características elásticas do disco intervertebral. Esta elevada taxa de perda que ocorre no início da aplicação de carga pode ser atribuída ao aumento da pressão hidrostática que ocorre no interior dos discos intervertebrais (núcleo pulposo). O aumento na pressão interna do disco intervertebral causa um aumento na pressão das paredes do ânulo fibroso. Estas forças causam deformações radiais do ânulo fibroso e apenas uma pequena fração de fluido do disco intervertebral é expelida. As características elásticas do ânulo fibroso garantem que forças abruptas sejam absorvidas de forma rápida, sem que haja perda acentuada de fluido e garantem que os discos retornem rapidamente a sua condição inicial quando as cargas são removidas ou reduzidas. Todavia, quando as cargas compressivas são impostas por um prolongado período de tempo (ex. cargas de sustentação do peso corporal contra a ação da gravidade), a quantidade de fluido expelido pelos discos intervertebrais ocorre de forma lenta e gradativa, sem que haja uma deformação acentuada do ânulo fibroso. Os achados de BOTSFORD et al. (1994) revelam pequena ou insignificante deformação elástica dos discos intervertebrais durante prolongados períodos de sustentação do peso corporal.

Esta condição de deformação elástica dos discos intervertebrais foi observado no presente estudo pelas perdas rápidas observadas no comportamento elástico em todas as condições experimentais do estudo. Tais mecanismos explicam o comportamento de deformação rápida (predominantemente elástica) e lenta (predominantemente viscosa) dos discos intervertebrais (WATKINS, 1999) e garantem o comportamento visco-elástico da coluna vertebral afim de que cargas de diferentes naturezas (cargas constantes ou gravitacionais e cargas súbitas ou impacto) sejam absorvidas pela coluna vertebral de maneira eficiente.

A aplicação de forças que aumentem a pressão interna dos discos intervertebrais, repetitiva ou contínua por longos períodos de tempo, tem sido referida como lesiva (BOTSFORD et al., 1994). Os discos intervertebrais estão sujeitos a este tipo de cargas compressivas quando expostos a situações laborais similares às analisadas no presente estudo onde pode-se observar que sob as condições de pressão imposta o disco poderia estar sofrendo lesão por acúmulo ou por fadiga (ADAMS e HUTTON, 1992; DEZAN et al., 2003). Estes efeitos são semelhantes aos efeitos causados pelo envelhecimento onde lesões podem acontecer mais precocemente ou por qualquer tipo de carga (SVENSSON et al., 1989; VIDEMAN et al., 1999).

Estudos mostram que as cargas compressivas na coluna vertebral como acontece na tarefa de levantamento de cargas tornam-se lesivas quando ultrapassam 3400N, assemelhando-se a IL1(NIOSH, 1994), ou variam de 5000 a 12000N, entre IL2 e acima de IL3 (BONATO et al., 2003; ENOKA, 2000). As tarefas de levantamento de carga levam em conta a técnica de levantamento utilizada e se as mesmas tornam-se repetitivas, sendo assim um forte indício para lombalgias e desordens lombar músculo-esqueléticas (BONATO et al., 2003). O método NIOSH (1994) não propõe medidas estratégicas em condições extremas ou contínuas (ex: altas frequências), não propõe também diferenciação para gênero, idade e ritmo de trabalho (ex: atividades que levantam cargas continuamente por 8 horas de trabalho), tornando assim discutível a aplicabilidade do método NIOSH para diferentes situações de trabalho (LEE et al., 2003; LEE et al., 1996; DAVIS et al., 1998).

Ao comparar as condições das perdas de estatura com os índices de levantamento de cargas (IL1, IL2 e IL3), no presente estudo, têm-se subsídios para

associar a magnitude da perda de estatura. As perdas de estatura encontradas entre 0,05 a 3,50 sugere que o sujeito está em condição de segurança laboral para a atividade e que a tarefa (seja esta esportiva, atividades de vida diária ou laborais), ou seja, não causam sobrecarga para a coluna vertebral (IL1). Analisando condições de perda de estatura acima de 3,51mm a tarefa encontra-se no proposto IL2 onde o método NIOSH sugere atenção na demanda da tarefa. Acima de 4,50mm a tarefa encontra-se na transição entre IL2 e IL3 o que sugere que a sobrecarga na coluna vertebral é intensa e que os riscos de lesão músculo-esquelética são altos, estando assim excluídas dos aspectos de segurança e prevenção de lesão da coluna vertebral conforme cita o método NIOSH.

Portanto, estes dados são importantes para estreitar a compreensão da magnitude da perda de estatura e seu significado frente a prevenção ou margem de risco de lesão para coluna vertebral, mais especificamente a situação de sobrecarga dos discos intervertebrais, quando comparados ao índice de levantamento de carga proposto pelo método NIOSH (1994).

6.4 Perdas de Estatura em Relação à Força Muscular dos Indivíduos

O movimento de levantamento de pesos analisado no presente estudo foi predominantemente realizado com o auxílio dos músculos eretores da coluna vertebral que atua ao redor das vértebras de L5-S1, pois a proposta de levantamento de carga onde a carga foi sustentada por ambas as mãos com antebraço em pronação, cotovelos em aproximadamente 90° de flexão (posição inicial), abdução de ombro em aproximadamente 60°, pés paralelos, quadril e joelhos fletidos a aproximadamente 90°, é citada por CHAFIN (1999) como segura para

levantamento de cargas e sua análise demonstrou a ação dos músculos eretores da coluna como sendo o principal. Tais condições de levantamento utilizadas no presente estudo têm sido demonstradas como sendo um dos fatores que causam aumento da pressão intradiscal (WATKINS, 1999). Esta pressão não depende somente da inclinação total do tronco, mas também do formato da região lombar e estudos biomecânicos mostram que quanto maior a inclinação do tronco, maior é o braço de resistência da carga (CHAFFIN, 1999). Este desfavorecimento biomecânico vai de encontro a estudos que mostram que quanto maior a carga, maior a força muscular necessária para a realização de uma tarefa. Conseqüentemente, maior será o risco de lesão na região lombar (McGILL et al.,1987; CHAFFIN, 1999; WATKINS, 1999).

Quando a força muscular dos sujeitos e a perda de estatura foram analisadas não foi possível concluir a existência de uma relação significativa entre essas variáveis. Os achados encontrados no presente estudo não foram de encontro a estudos que revelam que sujeitos fortes apresentam maior condição muscular e conseqüentemente menor perda de estatura (REILLY e BOOCOOCK et al., 1991) porque no presente estudo existiram outras variáveis que não foram coletadas para responder o porquê não houve correlação entre a força muscular do sujeito, mas pode-se citar que os indivíduos não tinham controle motor de treinamento para a realização da mesma e a fadiga foi um item visual de compensação.

Mesmo que o sujeito apresente uma força muscular adequada à situação, a contração muscular na região da coluna vertebral durante o levantamento de cargas leva a um aumento da pressão interna dos discos intervertebrais o que pode ser lesivo se a condição de força estiver associada a fadiga muscular sendo um forte

indício para lombalgias ocupacionais (BATTI'É et al., 1998; DAGGFELDT et al., 2003).

Um estudo que relacionou a perda de estatura durante exercícios e treinamento esportivo mostrou a que perda de estatura não foi relacionada com a força, mas sim com a demanda da tarefa (forma de levantamento, magnitude da carga, frequência) realizada (REILLY e BOOCOOCK et al., 1991).

Outro estudo relacionando a perda de estatura e a relação com a percepção de esforço e desconforto mostrou que existe relação com a carga imposta (TROUP e REILLY et al., 1985). O estudo foi realizado com cargas entre 0 e 25kg e a situação de 25kg foi a mais acentuada nos efeitos de percepção de fadiga e dor.

6.5 Dados Qualitativos Relacionados à Tarefa

No presente estudo os sujeitos que apresentaram resultados compatíveis para força muscular no teste isométrico e mostraram menor percepção à fadiga muscular no teste de percepção subjetiva de esforço.

No presente estudo a tarefa IL1 foi considerada como fácil, enquanto que a tarefa IL3 foi considerada como difícil. A fadiga, nas condições experimentais, foi um fator limitante durante a realização da tarefa, fazendo com que os sujeitos utilizassem de alteração no retorno do movimento para conseguir completá-la. Sob os aspectos compensatórios ao movimento proposto, os sujeitos não faziam o movimento corretamente realizando o retorno da carga ao chão sem flexão de joelho. Como a tarefa proposta utiliza-se da musculatura da região lombar e necessário cautela e atenção aos métodos de levantamento de carga, pois as lesões

lombares normalmente acontecem por fadiga dos músculos dorsais (BATTI'É et al., 1998).

Estudos mostram que os músculos paravertebrais entram em fadiga mais rapidamente que os músculos multifídios causando compensações biomecânicas (alteração do braço de resistência da carga) durante o movimento de levantamento de cargas o que pode ser entendido como um dos principais risco de lesão na região lombar (LENGSFELD et al, 2000; NIELSEN et al., 1998, CHOLEWICKI et al., 1991).

A manutenção e repetição constante de uma situação de trabalho, potencialmente indicativa de dor músculo-esquelética, provoca situações lesivas para os discos intervertebrais que podem perder ou diminuir sua elasticidade e resistência. A consequência é o início precoce do processo degenerativo fisiológico dos discos pela perda da capacidade de retorno do disco intervertebral (KAZARIAN, 1975; BROBERG, 1993; LATHAM et al., 1994), como aquelas evidenciadas a partir de IL2.

No presente estudo a tarefa realizada em IL2 e IL3 foram consideradas com níveis de dor entre moderado a alto. A tarefa IL3 apresentou 100% dos sujeitos com dor intensa.

As atividades ocupacionais que requerem esforços físicos intensos representam um importante fator de risco de dor lombar. Neste aspecto, o presente estudo ao propor a forma de levantamento diretamente do chão utilizou-se de movimentos de flexão e extensão de tronco, típicos em algumas atividades profissionais, e relacionou o relato de dor na região lombar. Muitas atividades manuais como levantar, transportar, empurrar e puxar cargas pesadas têm sido substituídas por máquinas, no entanto, em países do terceiro mundo, grande parte dos setores comerciais, industriais e de prestação de serviços, a mecanização ainda

é tardia. Outros estudos realizados com intenção de identificar a ocupação profissional que apresentou o maior risco para o surgimento de lombalgias revelou que os maiores índices estão entre os trabalhadores de serviços gerais, carteiros, a motoristas de caminhão, garis, trabalhadores domésticos, mecânicos, auxiliares de enfermagem, estivadores, lenhadores, enfermeiras, trabalhadores da indústria e trabalhadores da construção civil (BATTI'É et al., 1998; SVENSSON et al, 1998; LEE et al, 2003; RODACKI et al., 2001; BEYNON et al., 2001).

É necessário a prevenção e cautela ao usar o método NIOSH sempre preocupando-se em qual índice de levantamento esta tarefa se encontra. Ao associar a perda de estatura aos índices de levantamento, perdas de estatura acima de 3,51 mm reflete o IL2 e o sujeito encontra-se com dois aspectos que são indicativos para o surgimento de lesões (fadiga e dor).

CAPÍTULO VI - CONCLUSÃO E RECOMENDAÇÕES DE ESTUDOS FUTUROS

O presente estudo analisou a perda de estatura em função de tarefas de levantamento manual de cargas com diferentes índices de levantamento a partir de critérios estipulados pelo método proposto pelo NIOSH. A confirmação destes índices de levantamento em função da perda de estatura pode ser de grande valia na determinação de magnitudes de cargas para a indústria ou outros meios que utilizem da tarefa de levantamento de carga.

O presente estudo levantou hipóteses que buscavam correlacionar a perda de estatura com a exigência da tarefa. Em relação a primeira hipótese (H1) que afirmava que as perdas de estatura são proporcionais a exigência da tarefa, ou seja, quanto maior o índice de levantamento (IL) maior será a perda de estatura, foi verificada como verdadeira.

A perda de estatura encontrada nos três índices de levantamento propostos pelo método NIOSH (IL1, IL2 e IL3) apresentaram um perfil exponencial entre as condições durante a realização do estudo. A condição IL1 apresentou-se compatível com a proposta do método NIOSH quando relacionada como sendo uma situação favorável ao não surgimento de lesões. As condições IL2 e IL3 apresentaram perfis bastante similares. A similaridade encontrada entre IL2 e IL3 leva a sugerir que as duas situações são consideradas lesivas para a coluna vertebral em longos períodos de aplicação das cargas. Logo, valores de perda de estatura acima de 3,51 mm representam um aumento no risco de lesão conforme sugere o método NIOSH.

A realização de levantamentos de cargas nos níveis de levantamento IL2 e IL3 propostos pelo método NIOSH apresentam uma maior sobrecarga sobre as unidades funcionais da coluna vertebral quando comparados com o índice IL1. Em

atividades de levantamento de peso, onde a frequência e a magnitude da carga possam ser manipuladas, como por exemplo, durante exercícios físicos, laborais ou atividades de vida diária, os sujeitos devem buscar realizar tais exercícios na postura em pé com a finalidade de minimizar os efeitos adversos que possam ocorrer em função do elevado número de repetições e da magnitude das forças aplicadas neste tipo de atividade.

A aplicação das equações propostas pelo presente estudo requerem cautela quando aplicadas a sujeitos com lombalgia, obesos ou mulheres. O controle de fatores externos, tais como, idade, sexo, presença de patologias e degeneração dos discos intervertebrais podem afetar a perda de estatura quando submetidos a levantamento de cargas como propôs o presente estudo. A validação destas equações se faz necessárias para atividades laborais reais in loco.

A segunda hipótese levantada pelo estudo (H2) que citava a variação de estatura dos sujeitos como sendo diretamente proporcional ao grau de força muscular, ou seja, quanto maior a força muscular maior será a perda de estatura, não foi verdadeira visto que não houve relevância significativa entre as perdas de estatura e a força muscular do sujeito.

A terceira hipótese (H3) que buscava afirmar que o método NIOSH (1994) para levantamento manual de cargas é uma ferramenta eficaz e sua utilização na indústria pode ser utilizado com segurança, também deve ser vista com cautela. A equação do método NIOSH tem suas limitações, o método NIOSH como ferramenta de trabalho para a ergonomia é útil, porém sensível.

A equação não permite ver como a situação estudada se afasta da situação ideal de levantamento. Torna-se necessário saber quais são os fatores mais influentes que possam estar gerando desconforto ao trabalhador no posto de

trabalho ou até mesmo levando o mesmo a ter a dor lombar para que o profissional que esteja utilizando do método NIOSH saiba atuar sobre os fatores desencadeantes do desconforto possibilitando assim um redesenho do posto.

A equação não assume a existência de outras atividades de manipulação de carga, à parte os levantamentos, tais como empurrar, arrastar, carregar, caminhar, subir ou abaixar. É necessária uma avaliação adicional quando a carga é transportada ou manuseada em situação de trabalho cíclica e/ou com deslocamento. Portanto o método torna-se um tanto falho quando necessita-se aplicá-lo em situações de extrema exaustão e sobrecarga.

Estudos futuros devem buscar analisar o comportamento da coluna vertebral em indivíduos com lesão ou dor na coluna lombar os quais são freqüentemente encontrados nas situações laborais e com mulheres já que o método NIOSH propõe que a carga máxima para mulheres devem ser no máximo 75% da predita para homens. A análise da pressão discal e da resposta muscular também constitui uma possibilidade atrativa para confirmar pressupostos de que as mesmas podem influenciar diretamente na lesão da coluna lombar.

REFERÊNCIAS

ADAMS, M. A., DOLAN, P. and HUTTON, W.C. The stages of disc degeneration as revealed by discograms. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 68-B, p. 36-41, 1986.

ADAMS, M. A. and HUTTON, W.C. The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. *Spine*, v. 8, p. 665-671, 1983.

ADAMS, M.A., McNALLY, D.S. and DOLAN, P.. Stress distributions inside intervertebral discs. *The Journal Of Bone And Joint Surgery*, v. 78-B, p. 965-972, 1996.

ADAMS, M.A., DOLAN, P., HUTTON, W.C. and PORTER, R.W. Diurnal changes in spinal mechanics and their clinical significance. *Journal Of Bone And Joint Surgery*, v. 2-B, p. 266-270, 1990.

ALTHOFF, I.; BRINCKMANN, P.; FROBIN, W.; SANDOVER, J.; BURTON, K. An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading: application to sitting posture and whole body vibration. *Spine*, v. 17, n. 6, p. 682-693, 1992.

AMARAL, F. G. **O método NIOSH: método pratico para avaliar cargas e o risco dorso-lombar associado.** In: CONGRESSO LATINO-AMERICANO E SEMINÁRIO BRASILEIRO DE ERGONOMIA (2;6:1993: Florianópolis). **Anais.** Brasil, p. 240-247, 1993.

AN, H. S., THONAR, E. J-M.A. and MASUDA, K. Biological Repair of Intervertebral Disc. **Spine**, v. 28, p. 86-92, 2003.

ANDERSSON, G. Epidemiologic aspects of low back pain in industry. **Spine**, v. 6, p. 53-60, 1981.

AU, G., COOK, J. and MCGILL, S.M. Spinal shrinkage during repetitive controlled torsional, flexion and lateral bend motion exertions, **Ergonomics**, v. 44, p. 373-381, 2001.

ASTRAND, P. O., RODAHL, K. **Textbook of work physiology**. New York, McGraw-Hill editors, 3a edição, 1986.

BARBANTI, V. J. **Dicionário de educação física e do esporte**. São Paulo: Manole, 1994.

BARREIRA, T. H. C. Um enfoque Ergonômico para as Posturas de Trabalho. **Revista Brasileira de Saúde Ocupacional**. São Paulo, n. 17, v. 67, 1989.

BATTIÉ, M.C., BIGOS, S.J., FISHER, L.D., HANSSON, T.H., JONES, M.E., WORTLEY, M.D. Isometric Lifting Strength as a Predictor of Industrial Back Pain Reports. **Spine**, v. 14, p. 851-856, 1998.

BEYNON, C.; REILLY, T. Spinal shrinkage during a seated break and standing break during simulated nursing tasks. **Applied Ergonomics** , v. 32, p. 617-622, 2001.

BONATO, P., EBENBICHLER, G.R., ROY, S.H. LEHR, S., POSCH, M., KOLLMITZER, J., DELLA CROCE, U. Muscle Fatigue and Fatigue-Related Biomechanical Changes During a cyclic Lifting Task. **Spine**, v. 28, p.1810-1820, 2003.

BOTSFORD, D.J., ESSES, S.I. and OGILVIE-HARRIS, D.J. In vivo diurnal variation in intervertebral disc volume and morphology. **Spine**, v. 19, p. 935-940, 1994.

BROBERG, K.B. Slow deformation of intervertebral discs. **Journal of Biomechanics**, v. 26, p. 501-512, 1993.

CALLAIS-GERMAIN, B. **Anatomia para o Movimento**. V.1 E V.2. São Paulo: Manole, 1991.

CAILLIET, R. **Dor. Mecanismos e Tratamento**. São Paulo: Manole, 1999.

CAILLIET, R. **Compreendendo sua dor nas Costas**. Porto Alegre: ArtMed, 2002.

CARRION, V. **Comentários da Consolidação das Leis do Trabalho**. 30.ed. São Paulo: Saraiva, 2005.

CHAFFIN, D. B., ANDERSSON, G. B. **Occupational Biomechanics**. New York: John Wiley & Sons ed., 1984.

CHAFFIN, D.B; ANDERSSON, G.B.J; MARTIN, B.J. **Biomecânica Ocupacional**. 3. ed. Belo Horizonte: Ergo, 1999.

CHOLEWICKI, J., MCGILL, S.M., NORMAN, R.W. Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. ***Medicine and Science in Sports and Exercise***, v. 23, p.1179-1186, 1991.

DAGGFELDT, K., THORSTENSSON, A. The Mechanics of Back-Extensor torque Production about the lumbar spine. ***Journal of Biomechanics***. v.36, p.815-825, 2003.

DAVIS, K.G., MARRAS, W.S., WATERS, T.R. Evaluation of Spinal Loading during lowering and lifting. ***Clinical Biomechanics***, v. 13, p. 141-152, 1998.

DEMPSEY, P. and FATHALLAH, F.A. Application issues and theoretical concerns regarding the 1991 NIOSH equation asymmetry multiplier. ***International Journal of Industry Ergonomics***, v. 23, p.181-191, 1993.

DEZAN, D.H.; RODACKI, A.L.F.; RODACKI, C.L.N.; SANTOS, A. M.; OKAZAKI, V.H.A.; SARRAF, T.A. Comparação dos efeitos compressivos do disco intervertebral nas condições de levantamento de peso nas posições sentada e em pé. ***Revista Brasileira de Biomecânica***, n.7, p.41-49, 2003.

DUL, J., HILDEBRANDT, V. H. Ergonomics guidelines for the prevention of low back pain at the workplace. ***Ergonomics***. London, v.30, n. 2, p. 419-429, 1987.

DUNLOP, R. B.; ADAMS, M. A.; HUTON, W. C. Disc space narrowing and the lumbar facet joints. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 66, n. 5, p. 706-710, 1984.

EKLUND, J.A.E. and CORLETT, E.N. Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine . *Spine*, v. 9, p.184-194, 1984.

ENOKA, B.M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. 2 ed. São Paulo: Manole, 2000.

FRYMOYER, J.W., POPE, M.H., CLEMENTS, J.H., WILDER, D.G., MacPHERSON, B., ASHKAGA, T. and VERMONT, B. Risk factors in low-back pain. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 65, p.213-218, 1983.

FOWLER, N. E.; LEES, A.; REILLY, T. Spinal shrinkage in unloaded and loaded drop-jumping. *Ergonomics*, v. 37 , p. 133-139, 1994.

FUNDACENTRO. **Levantamento e transporte manual de pesos**. São Paulo, 1991.

GENAIDY, A. M., WALY, S. M., KHALIL, T. M., HIDALGO, J. Spinal compression tolerance limits for the design of manual material handling operations in the workplace. *Ergonomics*. London, v. 36, n. 4, p. 415-434, 1993.

GIL, Antonio Carlos. **Como elaborar projetos de pesquisa**. São Paulo: Atlas, 1996.

GOSS, C.M. **Gray Anatomia**. 29.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.

HARADA, A., OKUIZUMI, H., MIYAGI, N. and GENDA, E.. Correlation between bone mineral density and intervertebral disc degeneration. **Spine**, v.23, p.857-862, 1998.

HILDEBRANDT, V. H. **Back pain in the working population: prevalence rates in dutch trades and professions. Ergonomics**. London, v. 38, n. 6, p. 1283-1298, 1995.

HOLMES, A.D. and HUKINS, D.W.L. Fatigue failure at the disc-vertebra interface during cyclic axial compression of cadaveric specimens. **Clinical Biomechanics**, v. 9, p.133-134, 1994.

INSTITUTO NACIONAL DE PREVIDÊNCIA SOCIAL (INSS) **.Relatório de Pagamento de Benefícios concedidos**. Brasília, D.F, Brasil, 1995.

JACKSON, A. S., POOLOCK, M. L. Practical assessment of body composition. **The Physician and sports medicine**, v. 13, n. 5, 1985.

JÄGER, M., LUTTMANN, A. Biomechanical analysis and assessment of lumbar stress during load lifting using a dynamic 19-segment human model. **Ergonomics**. London, v. 32, n. 1, p.93-112, 1989.

JÄGER, M., LUTTMANN, A. The load on the lumbar spine during asymmetrical bi-manual materials handling. **Ergonomics**. London, v. 35, n. 7/8, p. 783-805, 1992.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular: Tronco e Coluna Vertebral**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

KAZARIAN, L.E. Creep Characteristics of the Human Spinal Column. **Orthopedic Clinics of North America**, v. 6, p. 03-18, 1975.

KENDALL, F.P. **Músculos Provas e Funções**. São Paulo: Manole, 1998.

KINGMA, I., VAN DIËEN, J.H.. Lifting over an obstacle effects of one handed lifting and hand support on trunk kinematics and low back loading. **Journal of Biomechanics**, 2003.

KNOPLICH, J. **Enfermidades da coluna vertebral**. 2 ed. São Paulo: Panamed, 1982.

KNOPLICH, J. **Endireite as costas: desvios da coluna - exercícios de prevenção**. São Paulo, Ibrasa, 1989.

KOELLER, W., MUEHLHAUS, S., MEIER, W. and HARTMANN, F. Biomechanical properties of human intervertebral discs subjected to axial dynamic compression – influence of age and degeneration. **Journal Of Biomechanics**. v. 19, p.807-816, 1986.

LARIVIÈRE, C., GANGNON, D and LOISEL, P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. **Clinical Biomechanics**, v. 17, p.89-98, 2002.

LATHAM, J.M., PEARCY, M.J., COSTI, J.J., MOORE, R., FRASER R.D., VERNON-ROBERTS, B. Mechanical Consequences of annular tears and subsequent intervertebral disc degeneration. **Clinical Biomechanics**, v. 9, p.211-219, 2004.

LEE, T-H. Minimal acceptable handling time intervals for lifting and lowering tasks. **Applied Ergonomics**, 2003.

LEE, K.S., PARK, H.S, CHUN, Y.H. The validity of the revised NIOSH weight limit in a Korean young male population: a psychophysical approach. ***International Journal of Industrial Ergonomics***, v. 18, p.181-186, 1996.

LENGSFELD, M., DEURSEN, D.L.V., ROHLMANN, A., DEURSEN, L.L.J.M.V. and GRISS, P. Spinal load changes during rotatory dynamic sitting. ***Clinical Biomechanics***, v.15, p.295-297, 2000.

LIDA, I. **Ergonomia projeto e produção**. 5.ed. São Paulo: Edgard Blücher. 1998.

LIPPERT, L.S. **Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas**. 3 ed. São Paulo: Manole, 2000.

LOOZE, M.P., VSNER, B., HOUTING, I. , ROOY, M.A.G.V., VAN DIËEN, J.H. and TOUSSAINT, H.M. Weight and frequency effect on spinal loading in a bricklaying task. ***Journal of Biomechanics***, v.29, p. 1424-1433, 1996.

MARRAS, W.S., LAVENDER, S.A., LEURGANS, S.E., FATHALLAH, F.A., FERGUSON, S.A., ALLREAD, W.G and RAJULU, S.L. Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. ***Ergonomics***, v. 38, p.377-410, 1995.

MARRAS, W. S. **Occupational low back disorder causation and control**. *Ergonomics*, v. 43, n. 7, p. 881, 2000.

McGILL, S.M. and NORMAN, R.W. Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine*, v. 11, p. 664-678, 1986.

McGILL, S. M.; VAN WIJK, M. J.; AXLER, C.T.; GLETSU, M. Studies of spinal shrinkage to evaluate low-back loading in the workplace. *Ergonomics*, v. 39, p.92-102, 1996.

McGILL, S.M. The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. *Journal of Biomechanics*, v.20, p.465-475, 1997.

McGILL, S.M. Linking latest knowledge of injury mechanisms and spine function to the prevention of low back disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v.14, p.43-47, 2004.

Ministério do Trabalho e Emprego. **Manual de legislação, segurança e medicina do trabalho**. 27. ed. São Paulo: Atlas, 1994.

Ministério do Trabalho e Emprego. **M294 Manual de aplicação da Norma Regulamentadora nº 17**. 2 ed. Brasília : MTE, SIT, 2002.

NACHEMSON, A.; MORRIS, J. M. In vivo measurements of intradiscal pressure: discometria, a method for the determination of pressure in the lower lumbar discs. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. v. 46, n. 5, p. 1077-1092, 1964.

NETTER, F. **Atlas de Anatomia Humana**. 3.ed. Porto Alegre: Artmed, 2003.

NIELSEN, P.K., ANDERSEN, L. and JORGENSEN, K. The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Applied Ergonomics*, v.29, p.445-450, 1998.

NIOSH - **Work practices guide for manual handling**. Washington. DC, Us Department of health and Human Services, Publications nº 81-122,Us Government Office, 1981.

NIOSH - “**Work practices guide for manual lifting US Department of Health and Human Services**” National Institute Occupational of Safety and Health, Cincinnati, OH, 1994.

NR - 5. **Norma Regulamentadora Brasileira - NBR**. Disponível na Internet em 20/07/2002, www.mte.gov.br.

NR - 9. **Segurança e medicina do trabalho - NBR**. 43 ed. São Paulo: Atlas S.A, 1999.

NR - 15. **Segurança e medicina do trabalho**. 43 ed. São Paulo: Atlas S.A, 1999.

NR-17 **Norma Regulamentadora- NBR**. Disponível na Internet em 20/07/2002. www.mte.gov.br.

NR - 18. **Norma Regulamentadora - NBR**. Disponível na Internet em 20/07/2002. www.mte.gov.br.

OIT - OFICINA INTERNACIONAL DEL TRABAJO. **Peso máximo en el levantamiento y el transporte de cargas.** Ginebra, Série Seguridad, Higiene y Medicina del Trabajo, 1988.

OSTI, O.L., VERNON-ROBERTS, R. , MOORE, R., FRASER, R.D. Annular Tears and Disc Degeneration in the Lumbar Spine. ***The Journal of Bone and Joint Surgery***, v.74-B, p.678-682, 1992.

PANJABI, M.M. Clinical Spinal instability and low back pain. ***Journal of Electromyography and Kinesiology***, v.13, p.371-379, 2003.

REILLY, T., BOOCOCK, M.G., GARBUTT, G., TROUP, J.D.G. and LINGE, K. Changes in stature during exercise and sports training. ***Applied Ergonomics***, v.22, p.308-311, 1991.

RICARD, F. **Tratado de Osteopatía.** 2 ed. Espanha: Mandala Ediciones, 1991.

RICARD, F. **Tratamento Osteopático das Lombalgias e Ciáticas.** Rio de Janeiro: Atlântica, 2001.

RODACKI, C. L.; FOWLER, N. E.; RODACKI, A. L. and BIRCH, K. Technical note: repeatability of measurement in determining stature in sitting and standing postures. ***Ergonomics*** , v.44, p.1076-1085, 2001.

RODACKI, C.; FOWLER, N.; RODACKI, A.; BIRCH, K. Stature loss and recovery in pregnant women with and without low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* v. 84, p.507-5512, 2003.

SATO, K.; KIKUCHI, S.; YONEZAWA, T. In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and patients with ongoing back problems. *Spine*, v. 24, n. 23, p. 2468-2474, 1999.

SMEATHERS, J. Some time dependent properties of the intervertebral joint when under compression. *Engineering in Medicine*, v. 13, n. 2, 1984.

STEVENS, R.L., RYVAR, R., ROBERTSON, W.R., O'BRIEN, J.P., BEARD, H.K. Biological Changes in the Annulus Fibrosus in Patients with Low-Back Pain. *Spine*, v.7, p.223-233, 1982.

SVENSSON, H-O and ANDERSSON, G.B.J The relationship of low-back pain, work history, work environment, and stress – a retrospective cross-sectional study of 38-to 64- year-old women. *Spine*, v.14, p.517-522, 1989.

STOTHART, J.P., MCGILL, S.M. Stadiometry: on measurement technique to reduce variability in spine shrinkage measurement. *Clinical Biomechanics*, v.15, p.546-548, 2000.

TROUP, J.D.G., REILLY, T., EKLUND, J. A.E. and LEATT, P. Changes in stature with spinal loading and their relation to the perception of exertion or discomfort.

Stress Medicine, v.1, p.303-307, 1985.

TYRRELL, A.R., REILLY, T. and TROUP, J.D.G. Circadian variation in stature and the effects of spinal loading. ***Spine***, v.10, p.161-164, 1985.

VAN DIEËN, J.H., CREEMERS, M., DRAISMA, I., TOUSSAINT, H.M. and KINGMA, I. Repetitive lifting and spinal shrinkage effects of age and lifting technique. ***Clinical Biomechanics***, v.9, p.367-374, 1994.

VAN DEURSEN, L.L., VAN DEURSEN, D.L., SNIJDERS, C.J., WILKE, H.J. Relationship between everyday activities and spinal shrinkage. ***Clinical Biomechanics***, *in press*, 2005.

VIDEMAN, T. and BATTIÉ, M.C. The Influence of Occupation on Lumbar Degeneration. ***Spine***, v.24, p.1164-1168, 1999.

WATERS, T. R, PUTZ-ANDERSON, GARG A. and FINEL J. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. ***Ergonomics***, v.36, p.749-776, 1993.

WATERS, T. R, PUTZ-ANDERSON and GARG A. **Applications manual for the revised NIOSH lifting equation DHHS (NIOSH)**, pub n° 94-110, US Department of

Health and Human Services” National Institute Occupational of Safety and Health, Cincinnati, OH, 1994

WATERS, T.R, BARON,S.L and KEMMLERT, K. Accuracy of measurements for the revised NIOSH lifting equation. *Applied Ergonomics*, p.29, v. 433-438, 1998.

WATKINS, J. *Structure and Function of the Musculoskeletal System*. United States: Human Kinetics, 1999.

www.cdof.com.br, acesso em 06/06/2005.

www.sbed.com.br, acesso em 06/06/2005.

ANEXO I

**Norma Regulamentadora de Segurança e Saúde
do Trabalhador
NR17/ ERGONOMIA (117.000-7)**

17.1. Esta Norma Regulamentadora visa a estabelecer parâmetros que permitam a adaptação das condições de trabalho às características psicofisiológicas dos trabalhadores, de modo a proporcionar um máximo de conforto, segurança e desempenho eficiente.

17.1.1. As condições de trabalho incluem aspectos relacionados ao levantamento, transporte e descarga de materiais, ao mobiliário, aos equipamentos e às condições ambientais do posto de trabalho e à própria organização do trabalho.

17.1.2. Para avaliar a adaptação das condições de trabalho às características psicofisiológicas dos trabalhadores, cabe ao empregador realizar a análise ergonômica do trabalho, devendo a mesma abordar, no mínimo, as condições de trabalho conforme estabelecido nesta Norma Regulamentadora.

17.2. Levantamento, transporte e descarga individual de materiais.

17.2.1. Para efeito desta Norma Regulamentadora:

17.2.1.1. Transporte manual de cargas designa todo transporte no qual o peso da carga é suportado inteiramente por um só trabalhador, compreendendo o levantamento e a deposição da carga.

17.2.1.2. Transporte manual regular de cargas designa toda atividade realizada de maneira contínua ou que inclua, mesmo de forma descontínua, o transporte manual de cargas.

17.2.1.3. Trabalhador jovem designa todo trabalhador com idade inferior a 18 (dezoito) anos e maior de 14 (quatorze) anos.

17.2.2. Não deverá ser exigido nem admitido o transporte manual de cargas, por um trabalhador cujo peso seja suscetível de comprometer sua saúde ou sua segurança. (117.001-5 / I)

17.2.3. Todo trabalhador designado para o transporte manual regular de cargas, que não as leves, deve receber treinamento ou instruções satisfatórias quanto aos métodos de trabalho que deverá utilizar com vistas a salvaguardar sua saúde e prevenir acidentes. (117.002-3 / I₂)

17.2.4. Com vistas a limitar ou facilitar o transporte manual de cargas, deverão ser usados meios técnicos apropriados.

17.2.5. Quando mulheres e trabalhadores jovens foram designados para o transporte manual de cargas, o peso máximo destas cargas deverá ser nitidamente inferior àquele admitido para os homens, para não comprometer a sua saúde ou sua segurança. (117.003-1 / I₁)

17.2.6. O transporte e a descarga de materiais feitos por impulsão ou tração de vagonetes sobre trilhos, carros de mão ou qualquer outro aparelho mecânico deverão ser executados de forma que o esforço físico realizado pelo trabalhador seja compatível com sua capacidade de força e não comprometa a sua saúde ou sua segurança. (117.004-0 / I₁)

17.2.7. O trabalho de levantamento de material feito com equipamento mecânico de ação manual deverá ser executado de forma que o esforço físico realizado pelo trabalhador seja compatível com sua capacidade de força e não comprometa a sua saúde ou sua segurança. (117.005-8 / I₁)

17.3. Mobiliário dos postos de trabalho.

17.3.1. Sempre que o trabalho puder ser executado na posição sentada, o posto de trabalho deve ser planejado ou adaptado para esta posição. (117.006-6 / I₁)

17.3.2. Para trabalho manual sentado ou que tenha de ser feito em pé, as bancadas, mesas, escrivaninhas e os painéis devem proporcionar ao trabalhador condições de boa postura, visualização e operação e devem atender aos seguintes requisitos mínimos:

- a) ter altura e características da superfície de trabalho compatíveis com o tipo de atividade, com a distância requerida dos olhos ao campo de trabalho e com a altura do assento; (117.007-4 / I₂)

b) ter área de trabalho de fácil alcance e visualização pelo trabalhador; (117.008-2 / l₂)

c) ter características dimensionais que possibilitem posicionamento e movimentação adequados dos segmentos corporais. (117.009-0 / l₂)

17.3.2.1. Para trabalho que necessite também da utilização dos pés, além dos requisitos estabelecidos no subitem 17.3.2 os pedais e demais comandos para acionamento pelos pés devem ter posicionamento e dimensões que possibilitem fácil alcance, bem como ângulos adequados entre as diversas partes do corpo do trabalhador em função das características e peculiaridades do trabalho a ser executado. (117.010-4 / l₂)

17.3.3. Os assentos utilizados nos postos de trabalho devem atender aos seguintes requisitos mínimos de conforto:

a) altura ajustável à estatura do trabalhador e à natureza da função exercida; (117.011-2 / l₁)

b) características de pouca ou nenhuma conformação na base do assento; (117.012-0 / l₁)

c) borda frontal arredondada; (117.013-9 / l₁)

d) encosto com forma levemente adaptada ao corpo para proteção da região lombar. (117.014-7 / l₁)

17.3.4. Para as atividades em que os trabalhos devam ser realizados sentados, a partir da análise ergonômica do trabalho, poderá ser exigido suporte para os pés que se adapte ao comprimento da perna do trabalhador. (117.015-5 / l₁)

17.3.5. Para as atividades em que os trabalhos devam ser realizados de pé, devem ser colocados assentos para descanso em locais em que possam ser utilizados por todos os trabalhadores durante as pausas. (117.016-3 / l₂)

17.4. Equipamentos dos postos de trabalho.

17.4.1. Todos os equipamentos que compõem um posto de trabalho devem estar adequados às características psicofisiológicas dos trabalhadores e à natureza do trabalho a ser executado.

17.4.2. Nas atividades que envolvam leitura de documentos para digitação, datilografia ou mecanografia deve:

- a) ser fornecido suporte adequado para documentos que possa ser ajustado proporcionando boa postura, visualização e operação, evitando movimentação freqüente do pescoço e fadiga visual; (117.017-1 / l₁)
- b) ser utilizado documento de fácil legibilidade sempre que possível, sendo vedada a utilização do papel brilhante, ou de qualquer outro tipo que provoque ofuscamento. (117.018-0 / l₁)

17.4.3. Os equipamentos utilizados no processamento eletrônico de dados com terminais de vídeo devem observar o seguinte:

- a) condições de mobilidade suficientes para permitir o ajuste da tela do equipamento à iluminação do ambiente, protegendo-a contra reflexos, e proporcionar corretos ângulos de visibilidade ao trabalhador; (117.019-8 / l₂)
- b) o teclado deve ser independente e ter mobilidade, permitindo ao trabalhador ajustá-lo de acordo com as tarefas a serem executadas; (117.020-1 / l₂)
- c) a tela, o teclado e o suporte para documentos devem ser colocados de maneira que as distâncias olho-tela, olho-teclado e olho-documento sejam aproximadamente iguais; (117.021-0 / l₂)
- d) serem posicionados em superfícies de trabalho com altura ajustável. (117.022-8 / l₂)

17.4.3.1. Quando os equipamentos de processamento eletrônico de dados com terminais de vídeo forem utilizados eventualmente poderão ser dispensadas as exigências previstas no subitem 17.4.3 observada a natureza das tarefas executadas e levando-se em conta a análise ergonômica do trabalho.

17.5. Condições ambientais de trabalho.

17.5.1. As condições ambientais de trabalho devem estar adequadas às características psicofisiológicas dos trabalhadores e à natureza do trabalho a ser executado.

17.5.2. Nos locais de trabalho onde são executadas atividades que exijam solicitação intelectual e atenção constantes, tais como: salas de controle, laboratórios, escritórios, salas de desenvolvimento ou análise de projetos, dentre outros, são recomendadas as seguintes condições de conforto:

- a) níveis de ruído de acordo com o estabelecido na NBR 10152, norma brasileira registrada no INMETRO; (117.023-6 / 1/2)
- b) índice de temperatura efetiva entre 20°C (vinte) e 23°C (vinte e três graus centígrados); (117.024-4 / 1/2)
- c) velocidade do ar não-superior a 0,75m/s; (117.025-2 / 1/2)
- d) umidade relativa do ar não-inferior a 40 (quarenta) por cento. (117.026-0 / 1/2)

17.5.2.1. Para as atividades que possuam as características definidas no subitem

17.5.2, mas não apresentam equivalência ou correlação com aquelas relacionadas na NBR 10152, o nível de ruído aceitável para efeito de conforto será de até 65 dB (A) e a curva de avaliação de ruído (NC) de valor não-superior a 60 dB.

17.5.2.2. Os parâmetros previstos no subitem 17.5.2 devem ser medidos nos postos de trabalho, sendo os níveis de ruído determinados próximos à zona auditiva e as demais variáveis na altura do tórax do trabalhador.

17.5.3. Em todos os locais de trabalho deve haver iluminação adequada, natural ou artificial, geral ou suplementar, apropriada à natureza da atividade.

17.5.3.1. A iluminação geral deve ser uniformemente distribuída e difusa.

17.5.3.2. A iluminação geral ou suplementar deve ser projetada e instalada de forma a evitar ofuscamento, reflexos incômodos, sombras e contrastes excessivos.

17.5.3.3. Os níveis mínimos de iluminação a serem observados nos locais de trabalho são os valores de iluminâncias estabelecidos na NBR 5413, norma brasileira registrada no INMETRO. (117.027-9/l₂)

17.5.3.4. A medição dos níveis de iluminação previstos no subitem 17.5.3.3 deve ser feita no campo de trabalho onde se realiza a tarefa visual, utilizando-se de luxímetro com fotocélula corrigida para a sensibilidade do olho humano e em função do ângulo de incidência. (117.028-7/l₂)

17.5.3.5. Quando não puder ser definido o campo de trabalho previsto no subitem

17.5.3.4, este será um plano horizontal a 0,75m (setenta e cinco centímetros) do piso.

17.6. Organização do trabalho.

17.6.1. A organização do trabalho deve ser adequada às características psicofisiológicas dos trabalhadores e à natureza do trabalho a ser executado.

17.6.2. A organização do trabalho, para efeito desta NR, deve levar em consideração, no mínimo:

- a) as normas de produção;
- b) o modo operatório;
- c) a exigência de tempo;
- d) a determinação do conteúdo de tempo;
- e) o ritmo de trabalho;
- f) o conteúdo das tarefas.

17.6.3. Nas atividades que exijam sobrecarga muscular estática ou dinâmica do pescoço, ombros, dorso e membros superiores e inferiores, e a partir da análise ergonômica do trabalho, deve ser observado o seguinte:

- a) todo e qualquer sistema de avaliação de desempenho para efeito de remuneração e vantagens de qualquer espécie deve levar em consideração as repercussões sobre a saúde dos trabalhadores; (117.029-5/l₃)

b) devem ser incluídas pausas para descanso; (117.030-9 / I₃)

c) quando do retorno do trabalho, após qualquer tipo de afastamento igual ou superior a 15 (quinze) dias, a exigência de produção deverá permitir um retorno gradativo aos níveis de produção vigente na época anterior ao afastamento. (117.031-7 / I₃)

17.6.4. Nas atividades de processamento eletrônico de dados, deve-se, salvo o disposto em convenções e acordos coletivos de trabalho, observar o seguinte:

a) o empregador não deve promover qualquer sistema de avaliação dos trabalhadores envolvidos nas atividades de digitação, baseado no número individual de toques sobre o teclado, inclusive o automatizado, para efeito de remuneração e vantagens de qualquer espécie; (117.032-5 / I₃)

b) o número máximo de toques reais exigidos pelo empregador não deve ser superior a 8 (oito) mil por hora trabalhada, sendo considerado toque real, para efeito desta NR, cada movimento de pressão sobre o teclado; (117.033-3 / I₃)

c) o tempo efetivo de trabalho de entrada de dados não deve exceder o limite máximo de 5 (cinco) horas, sendo que, no período de tempo restante da jornada, o trabalhador poderá exercer outras atividades, observado o disposto no art. 468 da Consolidação das Leis do Trabalho, desde que não exijam movimentos repetitivos, nem esforço visual; (117.034-1 / I₃)

d) nas atividades de entrada de dados deve haver, no mínimo, uma pausa de 10 (dez) minutos para cada 50 (cinquenta) minutos trabalhados, não deduzidos da jornada normal de trabalho; (117.035-0 / I₃)

e) quando do retorno ao trabalho, após qualquer tipo de afastamento igual ou superior a 15 (quinze) dias, a exigência de produção em relação ao número de toques deverá ser iniciado em níveis inferiores do máximo estabelecido na alínea "b" e ser ampliada progressivamente. (117.036-8 / I₃)

ANEXO II



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
MECÂNICA
PG-MEC



TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO

***Pesquisadores responsáveis: Profº Drº André Luiz Felix Rodacki e
Claudia Chaguri de Oliveira Pellenz***

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo **“INDICADORES DE LEVANTAMENTO DE CARGA E PARÂMETROS MECÂNICOS DA COLUNA VERTEBRAL”**. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar ou não do estudo. Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento pergunte ao pesquisador com que você está conversando neste momento.

- **OBJETIVO DO ESTUDO**

Quantificar as variações de perda de estatura e relacionar com achados para limites fisiológicos de levantamento de carga.

Comparar e discutir parâmetros hoje utilizados (NIOSH) para levantamento manual de cargas buscando estudar comparativamente os resultados achados entre diferentes modos de levantá-la e medidas de avaliação de estatura como critério (SS)

- **PROCEDIMENTOS**

Ao participar deste experimento, você se compromete a comparecer em duas a três sessões experimentais, nas quais a sua estatura será medida em um equipamento especial (chamado estadiômetro). O estadiômetro é um equipamento que pode detectar pequenas variações da estatura, afim de analisar como os seus discos intervertebrais se comportam em função das cargas impostas durante a atividade física. Para que as medidas sejam tomadas com precisão, você deverá comparecer a uma ou duas sessões de familiarização com o equipamento e com os procedimentos utilizados. Estas sessões prévias duram aproximadamente 45 - 60 minutos. Todas as medidas tomadas no estadiômetro são externas (sobre a pele) e não causam dor. Após o período de familiarização, você deverá comparecer ao nosso laboratório para quatro visitas. Nestas visitas, você será submetido a um procedimento de levantamento de carga com pesos de 15 kg e 25 kg os quais serão repetidos 1 levantamento a cada 5 minutos durante uma hora e 5 levantamentos a cada 1 minuto durante 1 hora os quais serão aplicados em cada uma das sessões num total de 6 séries de aplicações. Entre cada período de aplicação da carga você será medido no estadiômetro. Cada sessão experimental dura aproximadamente 90 minutos. Em estudos que envolveram procedimentos similares não foram reportados efeitos dolorosos ou desconforto ou ainda o aparecimento de problemas à saúde. Apesar de não ser esperado o aparecimento de desconforto ou dor, você deverá solicitar ao pesquisador que interrompa o experimento caso sinta qualquer sintoma de desconforto ou dor.

- **BENEFÍCIOS**

Este projeto visa melhorar a compreensão das propriedades mecânicas da coluna vertebral em diferentes faixas etárias em função de diferentes cargas. Desta forma,

sua contribuição pode nos auxiliar a compreender o comportamento mecânico da coluna vertebral em função da cargas e de seu tempo de aplicação para que os objetivos deste tipo de tratamento sejam alcançados.

- **DESPESAS/ RESSARCIMENTO DE DESPESAS DO VOLUNTÁRIO**

Todos os sujeitos envolvidos nesta pesquisa são isentos de custos.

- **PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA**

A sua participação neste estudo é *voluntária* e você terá plena e total liberdade para desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer prejuízo para você.

- **GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE**

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. O pesquisador garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma.

- **ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS**

Você pode e deve fazer todas as perguntas que julgar necessárias antes de concordar em participar do estudo.

Diante do exposto acima eu, _____ abaixo assinado, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Concedo meu acordo de participação de livre e espontânea vontade. Foi-me assegurado o direito de abandonar o estudo a qualquer momento, se eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos nesse projeto (ou seja os pesquisadores desse projeto não podem me prejudicar de modo algum no trabalho ou nos estudos), não me sentindo pressionado de nenhum modo a participar dessa pesquisa.

Curitiba, ____ de _____ de 2004.

Sujeito

RG

Pesquisador Claudia C. O. Pellenz

RG 6.635.140-8 PR

ANEXO III**QUESTIONÁRIO E FICHA DE AVALIAÇÃO PARA SELEÇÃO DOS SUJEITOS**

Nome:_____ Telefone:_____

Idade:_____ Peso:_____ Altura:_____

POR FAVOR RESPONDA A ESTAS PERGUNTAS

QUESTIONÁRIO DE PESQUISA

1. Você sente dor na região lombar? ()sim () não
2. Você já sentiu dor na região lombar? ()sim () não. Se sim há quanto tempo:_____
3. Você faz algum tipo de atividade física? ()sim () não
4. Se sim, Qual?_____ Freqüência:_____
6. Você fuma? ()sim () não
7. Você usa drogas? ()sim () não
8. Você toma bebidas alcoólicas? ()sim () não
9. Você tem mais de 6 horas de sono? ()sim () não
10. Você tem disponibilidade para participar da pesquisa realizando 3 coletas com cargas de 15 kg e freqüências de levantamento de 0,2, 9 e 14 levantamentos por minuto com intervalos de 24hs a cada coleta? ()sim () não

AVALIAÇÃO FISIOTERAPÊUTICA PARA VERIFICAR COMPROMETIMENTO LOMBAR

INSPEÇÃO: ()NORMAL ()ALTERADA

PALPAÇÃO: ()NORMAL ()ALTERADA

MOBILIDADE: ()NORMAL ()ALTERADA

TESTE DE LASÉGUE: ()NORMAL ()ALTERADO

MANOBRA DE VALSALVA: ()NORMAL ()ALTERADA

TESTE DE GILLET: ()NORMAL ()ALTERADO

TESTE DE PATRICK FABÉRE: ()NORMAL ()ALTERADO

RESULTADO:_____

AVALIADORA:

CLAUDIA CHAGURI DE OLIVEIRA PELLEZ

FISIOTERAPEUTA

CREFITO 8/31869-F

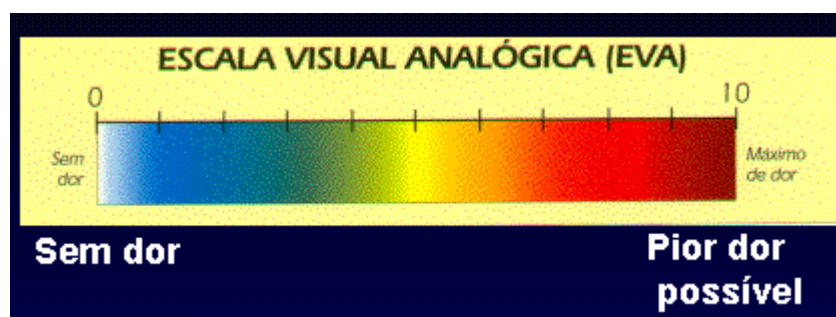
ANEXO IV

ESCALA VISUAL ANALÓGICA E ESCALA DE BORG

ESCALA VISUAL ANALÓGICA (EVA)

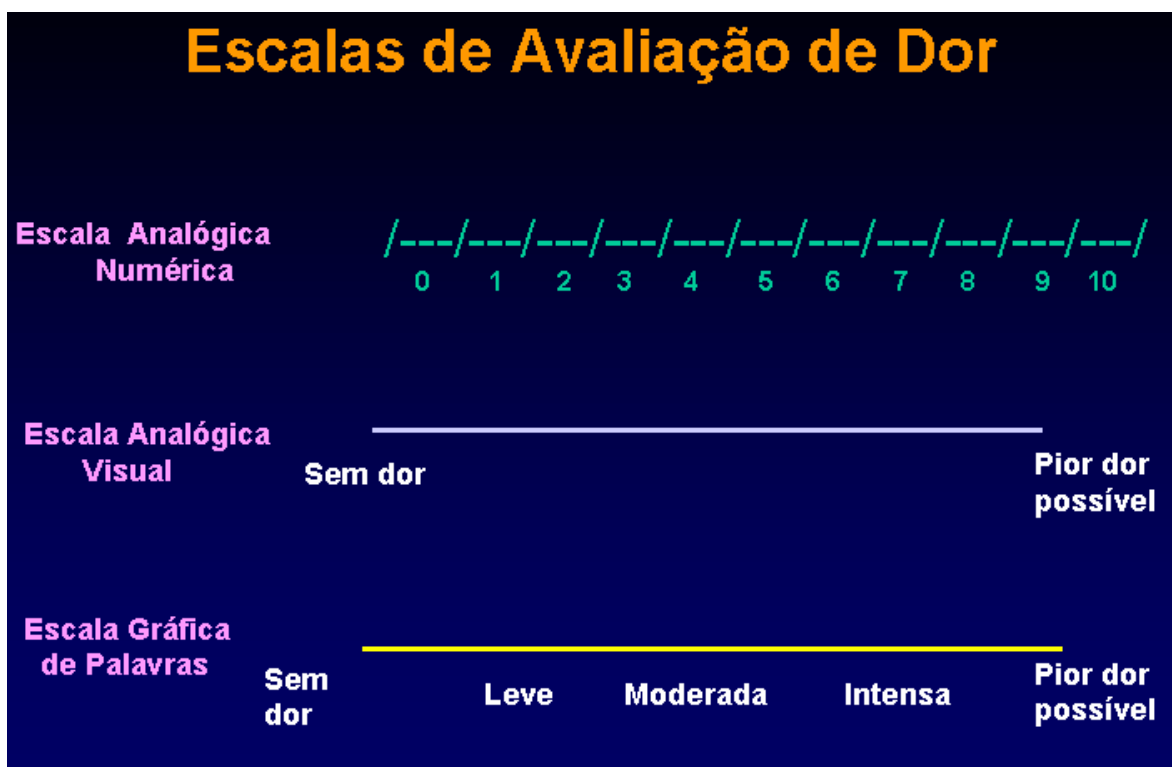
A Escala Visual Analógica (EVA), que consiste em uma linha reta de 10 cm, não numerada, indicando-se em uma extremidade a marcação "ausência de dor" e, na outra, "pior dor imaginável". A escala tem a vantagem de facilitar e quantificar a intensidade da dor. A Escala Visual Analógica tem sido um artifício muito usado na mensuração de dor e, torna-se um instrumento e ferramenta de trabalho na avaliação da dor muito interessante no sentido de entender como o indivíduo percebe a sua dor respeitando suas características individuais. Situações onde comparamos "dor zero" a um copo d'água vazio, e dor máxima equivalente a dez, a um "copo transbordando", referindo a exemplo para quantificar a graduação 0 a 10 (figura 23 e 24) (in www.sbed.com.br, 2005).

FIGURA 23: ESCALA VISUAL ANALÓGICA



Fonte: www.sbed.com.br, 2005.

FIGURA 24: ESCALA DE AVALIAÇÃO DA DOR



Fonte: www.sbed.com.br, 2005.

ESCALA DE BORG – PERCEPÇÃO DE FADIGA

As respostas perceptivas de fadiga relatadas no presente estudo foram analisadas através de questionário com valores propostos pela Escala de Borg (1974). Esta escala é uma das formas mais simples de quantificar a intensidade de seus exercícios e atividades. Gunnar Borg foi um fisiologista do exercício de origem sueca, e desenvolveu a escala de Borg no início dos anos 50. A escala de Borg

ajuda a avaliar a intensidade do exercício com base na percepção imediata do esforço exigido (tabela 5).

TABELA 5: ESCALA DE BORG (1974)

ESCALA DE BORG	PERCEPÇÃO
7	MUITO FÁCIL
9	FÁCIL
11	RELATIVAMENTE FÁCIL
13	LIGEIRAMENTE CANSATIVO
15	CANSATIVO
17	MUITO CANSATIVO
19	EXAUSTIVO

FONTE: Borg e Noble, 1974; In: www.cdof.com.br.